

File 351:Derwent WPI 1963-2002/UD,UM &UP=200260

(c) 2002 Thomson Derwent

**\*File 351: Alerts can now have images sent via all delivery methods.**

See HELP ALERT and HELP PRINT for more info.

1/5/4

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI

(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

009122433 \*\*Image available\*\*

WPI Acc No: 1992-249870/199230

Related WPI Acc No: 1990-375792

XRPX Acc No: N92-190894

**Patient respiratory system for treating disturbed breathing during sleep  
- compares breathing parameters against predetermined values to control  
delivered gas pressure**

Patent Assignee: PURITAN BENNETT CORP (PURI-N); GRUENKE R A (GRUE-I);  
LASNIER C D (LASN-I); LOETHEN S W (LOET-I); ORLT J G (ORLT-I); SNOOK J A  
(SNOO-I); TRIMBLE R L (TRIM-I); WYBLE M S (WYBL-I)

Inventor: GRUENKE R A; LASNIER C D; LOETHEN S W; ORLT J G; SNOOK J A;  
TRIMBLE R L; WYBLE M S

Number of Countries: 018 Number of Patents: 020

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
WO 9211054	A1	19920709	WO 91US4052	A	19910607	199230 B
US 5134995	A	19920804	US 89354143	A	19890519	199234
			US 90513757	A	19900424	
			US 90518001	A	19900502	
			US 90632327	A	19901221	
AU 9182154	A	19920722	AU 9182154	A	19910607	199244
			WO 91US4052	A	19910607	
EP 563044	A1	19931006	EP 91913151	A	19910607	199340
			WO 91US4052	A	19910607	
US 5259373	A	19931109	US 89354143	A	19890519	199346
			US 90513757	A	19900424	
			US 90518001	A	19900502	
			US 90632327	A	19901221	
			US 92846133	A	19920409	
JP 6503484	W	19940421	JP 91512885	A	19910607	199421
			WO 91US4052	A	19910607	
EP 563044	A4	19941019	EP 91913151	A		199534
AU 663054	B	19950928	AU 9182154	A	19910607	199546
AU 9540711	A	19960418	AU 9182154	A	19910607	199623
			AU 9540711	A	19951228	
US 5549106	A	19960827	US 89354143	A	19890519	199640
			US 90513757	A	19900424	
			US 90518001	A	19900502	
			US 90632327	A	19901221	
			US 92846133	A	19920409	
			US 9395652	A	19930721	
CA 2097502	C	19970930	CA 2097502	A	19910607	199801

Error! Unknown document property name.



AU 686034	B	19980129	AU 9182154	A	19910607	199812
			AU 9540711	A	19951228	
US 5794614	A	19980818	US 89354143	A	19890519	199840
			US 90513757	A	19900424	
			US 90518001	A	19900502	
			US 90632327	A	19901220	
			US 92846133	A	19920409	
			US 9395652	A	19930721	
			US 96660298	A	19960607	
AU 9863717	A	19980730	AU 9540711	A	19951228	199842
			AU 9863717	A	19980429	
US 5845636	A	19981208	US 89354143	A	19890519	199905
			US 90513757	A	19900424	
			US 90518001	A	19900502	
			US 90632327	A	19901221	
			US 9395652	A	19930721	
			US 96698945	A	19960816	
EP 968734	A2	20000105	EP 91913151	A	19910607	200006
			EP 99116274	A	19910607	
EP 563044	B1	20000308	EP 91913151	A	19910607	200017
			WO 91US4052	A	19910607	
			EP 99116274	A	19910607	
DE 69132030	E	20000413	DE 632030	A	19910607	200025
			EP 91913151	A	19910607	
			WO 91US4052	A	19910607	
ES 2145739	T3	20000716	EP 91913151	A	19910607	200039
CA 2206784	C	20010807	CA 2097502	A	19910607	200148
			CA 2206784	A	19910607	

Priority Applications (No Type Date): US 90632327 A 19901221; US 89354143 A 19890519; US 90513757 A 19900424; US 90518001 A 19900502; US 92846133 A 19920409; US 9395652 A 19930721; US 96660298 A 19960607; US 96698945 A 19960816

Cited Patents: US 3556095; US 3854383; US 3903881; US 3961627; US 3972327; US 4141356; US 4323064; US 4570631; US 4671297; US 4686999; US 4782832; US 4802485; US 4823788; US 4848360; US 4919128; US 4938212; US 4944310; US 4972842; DE 3306607; DE 4038871; EP 46570; US 3991304; WO 8810108; WO 8910768; WO 9014121

#### Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
-----------	------	-----	----	----------	--------------

WO 9211054	A1	E	50	A61M-016/00	
------------	----	---	----	-------------	--

Designated States (National): AU CA JP

Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FR GB GR IT LU NL SE

US 5134995	A		38	A61M-016/00	CIP of application US 89354143
------------	---	--	----	-------------	--------------------------------

CIP of application US 90513757

CIP of application US 90518001

AU 9182154	A				Based on patent WO 9211054
------------	---	--	--	--	----------------------------

EP 563044	A1	E	50		Based on patent WO 9211054
-----------	----	---	----	--	----------------------------

Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FR GB IT LI LU NL SE

US 5259373	A		36	A61M-016/00	CIP of application US 89354143
------------	---	--	----	-------------	--------------------------------

CIP of application US 90513757

CIP of application US 90518001

Cont of application US 90632327

Cont of patent US 5134995

JP 6503484	W			A61M-016/00	Based on patent WO 9211054
------------	---	--	--	-------------	----------------------------

AU 663054	B				Previous Publ. patent AU 9182154
-----------	---	--	--	--	----------------------------------

Based on patent WO 9211054

Error! Unknown document property name.





AU 9540711	A	A61M-016/00	Div ex application AU 9182154
US 5549106	A	39 A61M-016/00	CIP of application US 89354143
			CIP of application US 90513757
			CIP of application US 90518001
			Cont of application US 90632327
			Cont of application US 92846133
			Cont of patent US 5134995
			Cont of patent US 5259373
CA 2097502	C	A61M-016/00	
AU 686034	B	A61M-016/00	Div ex application AU 9182154
			Previous Publ. patent AU 9540711
US 5794614	A	A61M-016/00	CIP of application US 89354143
			CIP of application US 90513757
			CIP of application US 90518001
			Cont of application US 90632327
			Cont of application US 92846133
			Cont of application US 9395652
			Cont of patent US 5134995
			Cont of patent US 5259373
			Cont of patent US 5549106
AU 9863717	A	A61M-016/00	Div ex application AU 9540711
US 5845636	A	A62B-018/02	CIP of application US 89354143
			CIP of application US 90513757
			CIP of application US 90518001
			Cont of application US 90632327
			Cont of application US 9395652
			Cont of patent US 5134995
			Cont of patent US 5549106
EP 968734	A2 E	A61M-016/00	Div ex application EP 91913151
			Div ex patent EP 563044
Designated States (Regional):			AT BE CH DE DK ES FR GB IT LI LU NL SE
EP 563044	B1 E	A61M-016/00	Related to application EP 99116274
			Related to patent EP 968734
			Based on patent WO 9211054
Designated States (Regional):			AT BE CH DE DK ES FR GB IT LI LU NL SE
DE 69132030	E	A61M-016/00	Based on patent EP 563044
			Based on patent WO 9211054
ES 2145739	T3	A61M-016/00	Based on patent EP 563044
CA 2206784	C E	A61M-016/00	Div ex application CA 2097502

Abstract (Basic): WO 9211054 A

A gas delivery mechanism is coupled to the patient to pressurise only a portion of the patient's respiratory passages with a breathable gas. The gas delivery mechanism tracks the patient's breath cycle by sensing parameters, indicative of the patient's breath cycle, and stores the data.

The gas pressure is maintained at a first pressure for a number of breath cycles to enable the breath cycle to be tracked. A second pressure, higher than the first pressure is provided subsequent to the tracking period. The second pressure is predetermined as sufficient for maintaining airway patency during a number of breath cycles to facilitate respiration.

ADVANTAGE - The patient airway pressure can be optimised to aid respiration and minimise discomfort associated with excessive pressure.

Dwg.2/31

Title Terms: PATIENT; RESPIRATION; SYSTEM; TREAT; DISTURB; BREATH; SLEEP;

Error! Unknown document property name.



COMPARE; BREATH; PARAMETER; PREDETERMINED; VALUE; CONTROL; DELIVER; GAS;  
PRESSURE

Derwent Class: P31; P34; P35; Q66; S05

International Patent Class (Main): A61M-016/00; A62B-018/02

International Patent Class (Additional): A61B-005/087; A61M-015/08;

A62B-007/00; A62B-007/04; A62B-009/00; F16K-031/02; F16K-031/26

File Segment: EPI; EngPI



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 Übersetzung der  
europäischen Patentschrift

97 EP 0 563 044 B 1

10 DE 691 32 030 T 2

51 Int. Cl. 7:  
A 61 M 16/00  
A 62 B 7/04  
A 62 B 9/00

- 21 Deutsches Aktenzeichen: 691 32 030.6  
86 PCT-Aktenzeichen: PCT/US91/04052  
96 Europäisches Aktenzeichen: 91 913 151.6  
87 PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 92/11054  
86 PCT-Anmeldetag: 7. 6. 1991  
87 Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: 9. 7. 1992  
97 Erstveröffentlichung durch das EPA: 6. 10. 1993  
97 Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: 8. 3. 2000  
47 Veröffentlichungstag im Patentblatt: 19. 10. 2000

- 30 Unionspriorität:  
632327 21. 12. 1990 US  
73 Patentinhaber:  
Puritan-Bennett Corp., Lenexa, Kan., US  
74 Vertreter:  
U. Ostertag und Kollegen, 70597 Stuttgart  
84 Benannte Vertragsstaaten:  
AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, IT, LI, LU, NL, SE

- 12 Erfinder:  
GRUENKE, A., Roger, Overland Park, US; TRIMBLE,  
L., Russell, Overland Park, US; LASNIER, D.,  
Christopher, Olathe, US; LOETHEN, W., Steven,  
Independence, US; ORLT, G., Jiri, Shawnee, US;  
SNOOK, A., James, Overland Park, US; WYBLE, S.,  
Marilyn, Lenexa, US

54 DRÜCKSYSTEM FÜR ATMUNGSWEGE

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II 5 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

DE 691 32 030 T 2

DE 691 32 030 T 2

## Hintergrund der Erfindung

### 1. Gebiet der Erfindung

- 5 Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren, welche die Atmung eines Patienten erleichtern. Sie ist besonders nützlich bei der Behandlung einer gestörten Atmung, des Schnarchens, der gemischten obstruktiven Schlafapnoe und bestimmter kardiovaskularer Schlafzustände.
- 10 Die vorliegende Erfindung betrifft insbesondere eine Vorrichtung und ein Verfahren, welche einen positiven Druck auf die Atemwege des Patienten aufbringen unmittelbar bevor das Einatmen beginnt, um das Einatmen herbeizuführen und/oder zu gestatten, und welche den Druck auf die Luftwege anschließend verringern, um die Anstrengung beim Ausatmen zu verringern.
- 15

### 2. Beschreibung des Standes der Technik

- 20 Bei der obstruktiven Schlafapnoe handelt es sich um eine Schlaferkrankung, welche durch die Erschlaffung des Luftweges einschließlich des Genioglossus-Rachenmuskelgewebes während des Schlafes gekennzeichnet ist. Wenn dies eintritt, kann der erschlaffte Muskel den Luftweg des Patienten teilweise oder vollständig blockieren. Dieser Zustand tritt häufiger bei übergewichtigen Patienten auf. Eine teilweise Blockierung kann zu Schnarchen führen. Eine vollständige Blockierung kann zu einer Schlafapnoe führen.
- 25
- 30 Wenn eine vollständige Blockierung auftritt, führen die Anstrengungen des Patienten beim Einatmen nicht zu einem Einsaugen von Luft, und dem Patienten wird der Sauerstoff entzogen. Als Reaktion darauf beginnt der Patient aufzuwachen. Wenn er einen beinahe aufgewachten Zustand erreicht hat,
- 35 nimmt der Genioglossus-Muskel wieder seine normale Spannung

ein, wodurch der Luftweg freigemacht wird und das Einatmen erfolgen kann. Der Patient fällt dann in einen tieferen Schlaf zurück, woraufhin der Genioglossus-Muskel wieder erschlafft und sich der Apnoezyklus wiederholt.

5

Um eine zentrale Apnoe handelt es sich, wenn kein Einatemversuch erfolgt oder dieser verzögert ist. Eine zentrale Apnoe kann mit einer obstruktiven Apnoe kombiniert sein, was als gemischte Apnoe bekannt ist. Andere Unregelmäßigkeiten der Atmung, wie z.B. eine Cheynes-Stokes-Atmung, können Apnoeintervalle aufweisen, wenn der Einsaugluftstrom aufhört.

10

Bei einigen Patienten können Fälle von Schlafapnoe Dutzende Male im Verlauf eines Schlafabschnitts auftreten. In der Folge bringt der Patient wegen des wiederholten Aufwachens in einen beinahe aufgewachten Zustand niemals einen völlig entspannten, tiefen Schlafabschnitt zustande. Dem Patienten wird auch der REM-Schlaf (rapid eye movement) entzogen. Personen, welche von Schlafapnoe geplagt werden, sind unablässig müde, sogar nach einem anscheinend normalen Nachtschlaf.

15

20

Zur Behandlung der obstruktiven Schlafapnoe wurde das sogenannte kontinuierliche positive Luftweg-Drucksystem (CPAP) erfunden, bei dem eine vorgeschriebene Höhe an positivem Druck im Luftweg kontinuierlich auf die Luftwege des Patienten aufgebracht wird. Das Vorhandensein eines derartigen positiven Druckes auf die Luftwege sorgt für einen Drucksplint, durch welchen der negative Druck beim Einatmen ausgeglichen und die Spannung des Gewebes und hierdurch ein offener Luftweg des Patienten aufrechterhalten wird. Die positive Verbindung des Luftwegs mit dem Patienten wird typischerweise durch ein Nasenkissen erzielt, wie es z.B. in der US-4782832 offenbart ist, bei der das Nasen-

25

30

35

kissen mit den Nasenlöchern des Patienten abgedichtet zusammenarbeitet und auf die Nasendurchgänge den positiven Luftwegdruck aufbringt.

- 5 Das CPAP-System stößt jedoch bei Patienten auf Bedenken, da der Patient gegen den positiven Druck ausatmen muß. Hierdurch wird die Arbeit für das Ausatmen erhöht. Einige Patienten haben Schwierigkeiten damit, sich hieran zu gewöhnen, und brechen in der Folge möglicherweise die Therapie ab.
- 10 Ferner wird ein Austrocknen der Nase und des Luftweges aufgrund der kontinuierlichen Zirkulation von Raumluft beklagt. Auch bleibt bisweilen ausgeatmetes Kohlendioxid in einigen Nasenmasken bei der CPAP-Therapie zurück.
- 15 Wenn eine CPAP-Therapie angeordnet wird, muß der Patient üblicherweise eine oder zwei Nächte in einem Schlafbehandlungslabor verbringen, wo zunächst festgestellt wird, ob der Patient an einer Erkrankung der Atmung, z.B. an Schlafapnoe, leidet. Wenn dem so ist, dann wird der Patient
- 20 mit einem CPAP-Gerät ausgerüstet, woraufhin der Gasdruck bestimmt wird, welcher erforderlich ist, um den notwendigen Luftsplint bereitzustellen, durch den die Durchgängigkeit des Luftweges aufrechterhalten wird.
- 25 Der Druck, welcher notwendig ist, um die Durchgängigkeit aufrechtzuerhalten, ist üblicherweise höher, wenn der Patient auf seinem oder die Patientin auf ihrem Rücken schläft, als wenn er/sie in einer seitlichen Ruheposition schläft. Der höhere Druck wird üblicherweise angeordnet um sicherzustellen, daß ein ausreichender Druck in allen Schlafstellungen vorliegt. Der höhere Druck wird jedoch nicht unter
- 30 allen Bedingungen benötigt. Die höheren Drücke werden zum Beispiel nicht benötigt, bevor der Patient eingeschlafen ist sowie in den frühen Stadien des Schlafes. Zusätzlich
- 35 sind die höheren Drücke oft nicht notwendig während des



Tiefschlafes, wenn sich der Patient in einer seitlichen Ruhestellung befindet. Darüber hinaus ist es möglich, daß ein bestimmter Patient einer Schlafapnoe nur unter bestimmten Bedingungen unterworfen ist, zum Beispiel dann, wenn der Patient extrem müde ist oder unter dem Einfluß von Alkohol oder Schlafmitteln steht. Der Patient wird folglich der körperlichen Beschwerde der hohen angeordneten Drücke sogar dann ausgesetzt, wenn es nicht notwendig ist.

Die US 3 961 627 offenbart einen Regler für Atemgas, bei dem Atemgas bei einem Druck zugeführt wird, welcher sich während des Einatmens erhöht und welcher während des Ausatmens absinkt. Der Gasdruck wird auf Basis von Werten gesteuert, welche auf der Basis einer Kombination aus festen Werten und zuvor gemessenen Werten berechnet werden.

#### Zusammenfassung der Erfindung

Das Druckgerät für Atemwege, welches im Anspruch 1 definiert ist, löst die Probleme des Standes der Technik, welche oben dargelegt wurden. Das hiervon bevorzugte System initiiert insbesondere den Atem-Nasenluftdruck unmittelbar vor dem Einatmen so, daß ein Drucksplint geschaffen wird, durch den der negative Druck beim Einatmen ausgeglichen und die normale Stellung des Genioglossus-Muskels beibehalten werden kann, wodurch ein offener Luftweg des Patienten sichergestellt wird, und verringert anschließend den Druck so, daß das Ausatmen erleichtert wird. Bei dem Luftstrom während dieses Ausatmens handelt es sich in erster Linie um den Atem des Patienten mit erwünschter Feuchtigkeit.

Das bevorzugte Gerät kann mit einer mit dem Patienten gekoppelten Gasversorgungseinrichtung verbunden werden, mit der mindestens ein Bereich der Atemwege des Patienten, wie z.B. die Nasendurchgänge, mit einem atembaren Gas bei einem

kontrollierbaren Gasdruck unter Druck gesetzt wird, vorzugsweise mit Umgebungsluft, welche mit Sauerstoff angereichert sein kann. Das Gerät umfaßt Mittel, mit denen ein Punkt während des Atemzyklus des Patienten bestimmt werden kann, welcher vor dem Beginn einer Phase des Einatmens und nach einer vorhergehenden Phase des Einatmens liegt, und umfaßt ferner eine Gas-Steuereinrichtung, mit der zu dem bestimmten Zeitpunkt während des Atemzyklus eine Erhöhung des Gasdruckes zu einem ausgewählten und vorzugsweise vorgeschriebenen hohen Druckpegel hin initiiert wird. Die Gas-Steuereinrichtung steuert ferner den Druck des Gases, welcher sich auf dem höheren Pegel befindet, zumindest während eines Abschnitts der Phase des Einatmens und senkt anschließend den Druck des Gases ab, so daß zumindest während eines Abschnitts der nachfolgenden Phase des Ausatmens ein geringerer Druckpegel vorhanden ist.

Bei bevorzugten Ausführungsformen verfolgt das Gerät den Atemzyklus des Patienten und bestimmt hierdurch das Ende der Phase des Ausatmens des Atemzyklus und initiiert die Erhöhung des Druckes zu diesem Zeitpunkt während des Atemzyklus. Alternativ bestimmt das Gerät eine Intervallzeit als den Punkt während des Atemzyklus, an dem der Atmungsdruck als Funktion vorhergehender Atmungsgeschwindigkeiten und Einatem- und Ausatemintervalle erhöht wird.

Das Gerät umfaßt vorzugsweise ein steuerbares Gebläse mit variabler Drehzahl, mit dem Umgebungsluft bei einem Druck oberhalb atmosphärischem Druck zugeführt werden kann, ein Nasenkissen, mit dem eine Verbindung mit den Nasenlöchern des Patienten hergestellt werden kann, eine Leitung, welche das Gebläse und das Nasenkissen miteinander verbindet, und ein steuerbares Entlüftungsventil, welches variabel eingestellt werden kann und welches mit der Leitung so verbunden ist, daß Luft aus dieser abgelassen werden kann. Das bevor-

zugte Gerät umfaßt ferner eine Steuerung, welche mit dem Gebläse und mit dem Entlüftungsventil verbunden ist, und einen Druckwandler, welcher den Luftdruck des Patienten in der Nase erfaßt.

5

Im Betrieb hält die Steuerung einen Soll-Druck dadurch aufrecht, daß sie die Stellung des Entlüftungsventils so verändert, daß größere oder kleinere Mengen an Luft aus der Leitung entsprechend dem Ausatmen und dem Einatmen des Patienten abgelassen werden. Die Steuerung verfolgt ferner die Stellung des Entlüftungsventils und verfolgt hierdurch den Atemzyklus des Patienten. Dies bedeutet, daß, wenn der Patient während des Einatemzyklus einatmet, das Entlüftungsventil teilweise schließen muß, um den Druck der Umgebungsluft aufrechtzuerhalten, wenn der Patient einatmet. Auf diese Weise entspricht die Bewegung des Ventils dem Einatmen des Patienten. In gleicher Weise muß das Entlüftungsventil während des Ausatmens bei einem bevorzugten geringeren Soll-Druck größere Mengen an Umgebungsluft aus der Leitung ablassen, wodurch die Ausatemphase des Patienten verfolgt werden kann. Durch diese Verfolgung kann das System sogar bei unterschiedlichen Soll-Drücken den Soll-Druck in vorhersagbarer Weise vor dem Beginn des Einatmens erhöhen und nachfolgend den Druck während der nächsten Ausatemphase absenken.

25

Die erfindungsgemäße Vorrichtung und das erfindungsgemäße Verfahren können dazu verwendet werden, die Durchgängigkeit des Luftwegs eines Patienten zu bestimmen und die Durchgängigkeit zu quantifizieren. Dadurch, daß die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten bekannt ist, kann der Luftweg-Druck, welcher bei dem Patienten angewendet wird, so optimiert werden, daß die Atmung unterstützt und die Beschwerden minimiert werden, die mit zu großem

30

Druck einhergehen. Dies heißt, daß dadurch, daß die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten bestimmt wird, die Atmung des Patienten unter bestimmten Umständen besser dargestellt werden kann als durch das Überwachen von Atemweggeräuschen. Andere bevorzugte Aspekte der vorliegenden Erfindung sind hiernach weiter erläutert.

#### Kurzbeschreibung der Zeichnungsfiguren

10 In der Zeichnung zeigen:

Figur 1: eine Draufsicht auf den Kopf eines schlafenden Patienten, welcher mit dem bevorzugten Patienten-Kopplungs-Kopfgeschirr dargestellt ist, welches mit der vorliegenden Erfindung verwendet wird;

Figur 2: eine Seitenansicht des Kopfes des Patienten und des Kopfgeschirrs von Figur 1, welches so dargestellt ist, daß es mit dem bevorzugten Unterbringungsgehäuse des Ausführungsbeispieles der vorliegenden Erfindung mit doppelter Leitung verbunden ist;

Figur 3: eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispieles der vorliegenden Erfindung mit einfacher Leitung;

Figur 4: eine schematische Darstellung des Ausführungsbeispieles von Figur 2 mit doppelter Leitung;

Figur 5: eine Draufsicht auf das bevorzugte Entlüftungsventilelement in der Stellung über den Entlüftungsenden des Ausführungsbeispieles von Figur 4 mit doppelter Leitung;

- 5      Figur 6:      graphische Darstellungen eines typischen Atemzyklus, welcher eine Einatemphase und eine Ausatemphase umfaßt, des Nasen-Luftdrucks, welcher während des Atemzyklus auf den Luftweg des Patienten aufgebracht wird, und der Schritte des Entlüftungsventils, welche erforderlich sind, um die Soll-Drücke aufrecht zu erhalten;
- 10      Figur 7:      eine elektrische schematische Darstellung der Mikroprozessorsteuerung und der mit dieser verbundenen Komponenten der vorliegenden Erfindung;
- 15      Figur 8:      ein elektrisches Schaltbild der Steuerung des Gebläsemotors;
- 20      Figur 9:      ein elektrisches Schaltbild der Steuerung des Schrittmotors für das Entlüftungsventil;
- 25      Figur 10:      eine schematische Darstellung der Schaltung des Druckwandlers;
- 30      Figur 11:      ein Flußdiagramm eines Computerprogramms, in dem der START-UP-Abschnitt der Hauptroutine dargestellt ist;
- 35      Figur 12:      ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des HAUPTSCHLEIFEN-Abschnitts der Hauptroutine;
- 30      Figur 13:      ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der VENTILSCHRITT-Subroutine;
- 35      Figur 14:      ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des ADC-Interruptes;

- Figur 15: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der PRÜFE GEBLÄSEDREHZAHLS-Subroutine.
- 5      Figur 16: ein elektrisches Blockschaltbild, in dem ein Analysekreis für Spektralgeräusche dargestellt ist;
- 10      Figur 17: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der SOUND-ANALYSE-Subroutine;
- 15      Figur 18: ein schematisches Blockschaltbild eines weiteren Ausführungsbeispiels der Erfindung, mit dem die Durchgängigkeit des Luftwegs eines Patienten bestimmt wird;
- 20      Figur 19: ein Satz von fünf Diagrammen des Ausführungsbeispiels von Figur 18, in dem Durchflußrate, Druck und Admittanz des Luftwegs und ferner zwei Admittanzschemata dargestellt sind;
- 25      Figur 20: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms, mit dem der Mikroprozessors von Figur 18 betrieben wird; und
- 30      Figur 21: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms eines weiteren Ausführungsbeispiels des Programms, mit dem der Mikroprozessor von Figur 18 betrieben wird;
- 30      Figur 22: ein Blockschaltbild der pneumatischen Komponenten des Kompensations-Ausführungsbeispiels der vorliegenden Erfindung;

- Figur 23: ein Blockschaltbild der elektronischen Komponenten in Verbindung mit dem Kompensations-Ausführungsbeispiel von Figur 22;
- 5    Figur 24: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des PRIMÄR- Moduls, mit dem das Kompensations-Ausführungs- beispiel betrieben wird;
- 10    Figur 25: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des INITIALISIEREN-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- Figur 26: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des AUSATMEN-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- 15    Figur 27: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des EINATMEN- Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- Figur 28: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des CPAP-BACKUP-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- 20    Figur 29: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des BPM-ZYKLUS-BACKUP-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- Figur 30: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des PATIENTENZYKLUS-BACKUP-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- 25    Figur 31a: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des ersten Abschnitts des A/D-INTERRUPT-Moduls des PRIMÄR- Moduls; und
- 30    Figur 31b: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des restlichen Abschnitts des A/D INTERRUPT-Moduls.

35    Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsbeispiele

Nun wird auf die Zeichnungsfiguren Bezug genommen. In diesen zeigt Figur 3 schematisch ein Ausführungsbeispiel eines bevorzugten Druckgerätes 10 für Atemwege mit einer einzelnen Leitung, welches allgemein eine(n) längliche(n) biegsame(n) Schlauch oder Leitung 12, ein mit einem Ende der Leitung 12 verbundenes Nasenkissen 14, eine dem gegenüberliegenden offenen Entlüftungsende der Leitung 12 benachbart angeordnete Entlüftungsventilanordnung 16, eine mit der Leitung 12 zwischen dem Kissen 14 und der Entlüftungsventilanordnung 16 fluidverbundene Gebläseeinheit 18 und eine Steuerung 20 aufweist, welche mit dem Nasenkissen 14 pneumatisch und mit der Entlüftungsventilanordnung 16 und der Gebläseeinheit 18 elektrisch verbunden werden kann.

In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel sind die Entlüftungsventilanordnung 16, die Gebläseeinheit 18 und die Steuerung 20 innerhalb eines Gehäuses 22 aufgenommen, wie z.B. dem, welches in Verbindung mit dem Ausführungsbeispiel mit doppelter Leitung in Figur 2 dargestellt ist. Insoweit weist die Leitung 12 einen inneren Abschnitt, welcher innerhalb des Gehäuses 22 aufgenommen ist, und einen äußeren Abschnitt 26 auf, welcher sich von dem Gehäuse zu dem Nasenkissen 14 erstreckt. Die Leitung 12 umfaßt zusätzlich ein Kupplungsende 28, welches mit dem Nasenkissen 14 verbunden ist, ein Einlaßende 30, welches mit der Gebläseeinheit 18 verbunden ist und von diesem mit atembarem Gas, vorzugsweise Umgebungsluft, gespeist wird, und ein Entlüftungsende 32, welches zu der Entlüftungsventilanordnung 16 benachbart angeordnet ist.

Bei dem Nasenkissen 14 handelt es sich um die bevorzugte Einrichtung zur Verbindung mit dem Patienten. Sie ist weiter in der US-4782832 dargestellt. Ein Kopfgeschirr 34 hält das Nasenkissen 14 am Kopf des Patienten 36, so daß es mit



den Atemwegen des Patienten 36 und vorzugsweise mit den Nasenlöchern des Patienten in Fluidverbindung steht. Das Nasenkissen 14 ist so ausgelegt, daß es ein Verbindungsstück 38 für einen Drucksensor aufweist, welcher mit der Steuerung 20 durch eine pneumatische Leitung 40 verbunden ist, welche vorzugsweise innerhalb der Leitung 12 verläuft. Hierdurch ist die Leitung 40 in günstiger Weise aus dem Weg und die Wahrscheinlichkeit geringer, daß sie von dem Patienten während der Verwendung des Gerätes 10 gequetscht oder behindert wird. Das Nasenkissen 14 umfaßt auch eine Entlüftungsöffnung 42, welche durch es hindurch gebildet ist und welche kontinuierlich eine geringe Menge an Druck aus dem Nasenkissen 14 abläßt, wodurch verhindert wird, das sich in ihm Feuchtigkeit bildet und anschließend kondensiert. Die Öffnung 42 verhindert auch die Zunahme ausgeatmeter Gase einschließlich Kohlendioxid.

Die Entlüftungsventilanordnung 16 umfaßt einen Schrittmotor 44 und ein Ventilelement 46, welches mit dessen Ausgangswelle verbunden ist. Das Ventilelement 46 ist vorzugsweise aus einer flachen Platte aufgebaut, welche so ausgelegt ist, daß sie zwei gegenüberliegende gebogene nockenartige Ränder 48a,b aufweist, wie in Figur 5 dargestellt ist. Das Element 46 ist zu dem Entlüftungsende 32 der Leitung 12 benachbart angeordnet, so daß, wenn der Schrittmotor 44 das Ventilelement 46 im Uhrzeigersinn dreht, wie in Figur 5 dargestellt ist, der Rand 48a das Entlüftungsende 32 zunehmend bedeckt und hierdurch begrenzt. Umgekehrt gibt der Rand 48a ein größer werdendes Gebiet des Entlüftungsendes 32 zunehmend frei, so daß zusätzlich Gas aus diesem abgelassen werden kann, wenn der Motor 44 das Element 46 entgegen dem Uhrzeigersinn dreht.

In Figur 4 ist das zweite Ausführungsbeispiel des bevorzugten Gerätes 10 dargestellt, welches eine doppelte Leitung

aufweist. Dieses Ausführungsbeispiel gleicht dem von Figur 3 und entsprechende Elemente sind mit den gleichen Bezugszeichen versehen. Das zweite Ausführungsbeispiel 50 umfaßt zusätzlich einen Auslaßschlauch 52, welcher ein Verbindungsende 54 aufweist, welches mit dem äußeren Abschnitt 26 der Leitung an der Verzweigung 56 fluidverbunden ist, und umfaßt ein Auslaßende 58, welches zu dem Ventilelement 46 in der selben Öffnungs-/Schließungsbeziehung mit dem gekrümmten Rand 48b angeordnet ist, welche das Entlüftungsende 32 gegenüber dem gekrümmten Rand 48a aufweist. Bei dieser Konfiguration weist die Leitung 12 zusätzlich einen Einatemschlauch 60 zwischen der Verzweigung 56 und der Gebläseeinheit 18 auf. Bei dem Modell mit doppeltem Schlauch weist das Nasenkissen 14 kein Entlüftungsloch 42 auf, und der Schlauch zwischen den Enden 54 und 28 umfaßt eine Divisionseinrichtung 61, welcher ihn in zwei getrennte Kanäle trennt. Das zweite Ausführungsbeispiel 50 kann auch ein Einatem-Rückschlagventil 62, welches innerhalb des Einatemschlauches 60 zu der Verzweigung 56 benachbart angeordnet ist, und ein Ausatem-Rückschlagventil 64 aufweisen, welches innerhalb des Auslaßschlauches 52 ebenfalls zu der Verzweigung 56 benachbart angeordnet ist. Das Einatem-Rückschlagventil 62 verhindert, daß der Atem des Patienten in Richtung auf das Entlüftungsende 32 durch es hindurchtritt, so daß der Atem des Patienten das System durch das Auslaßende 58 verlassen muß. Pneumatische Leitungen 66 bzw. 68 koppeln die Steuerung 20 mit dem Einatemschlauch 60 beziehungsweise dem Auslaßschlauch 52.

Insgesamt steuert die Steuerung 20 das Gerät 10 so, daß der Druck des Gases, welches dem Patienten zu einem Zeitpunkt während des Atemzyklus des Patienten unmittelbar vor dem Einatmen bereitgestellt wird, sich erhöht und der Druck anschließend sinkt, um das Ausatmen zu erleichtern. Im oberen Teil von Figur 6 ist der Luftstrom eines typischen Atemzy-

klus dargestellt. Während des Einatmens erhöht sich der Durchsatz des Gases zu dem Patienten hin allmählich bis zu einem Maximum und sinkt dann ab. Am Ende des Einatmens macht der Patient typischerweise eine kleine Pause, bevor  
5 das Ausatmen beginnt. Während des Ausatmens erhöht sich der ausgeatmete Gasstrom von dem Patienten allmählich bis zu einem Maximum und fällt dann wieder ab. Dem Ausatmen folgt eine Nach-Ausatempause, welche typischerweise etwas länger ist als die Pause nach dem Einatmen. Nach der Nach-  
10 Ausatempause beginnt der Patient wieder mit dem Einatmen.

Das mittlere Diagramm von Figur 6 zeigt den Druck im Nasenluftweg, welcher dem Patienten 36 während des Betriebs des Geräts 10 bereitgestellt wird. Bei Patienten, welche einer  
15 Schlafapnoe unterliegen, ist es wünschenswert, den Druck im Nasenluftweg unmittelbar vor dem Einatmen zu erhöhen, um den Druck im Luftweg zu splinten, so daß das Genioglossus-Gewebe positioniert und hierdurch der Luftweg offen gehalten wird. Demzufolge zeigt dieses mittlere Diagramm einen  
20 Anstieg des Druckes im Nasenluftweg unmittelbar vor dem Einatmen bis zu einem ausgewählten vorgeschriebenen Druckpegel, welcher ausreicht, um das umliegende Gewebe zur Seite zu drücken und diesen Luftweg zu öffnen. Nach dem Ende des Einatmens wird der Soll-Druck, welcher dem Nasenluftweg bereitgestellt wird, reduziert, so daß das Ausatmen  
25 gegen einen geringen Druckpegel oder sogar gegen einen der Umgebung entsprechenden Druckpegel erfolgt. Am Ende des Ausatmens wird der Druck im Nasenluftweg wieder vor der nächsten Einatemphase erhöht.

30 Um diese Druckänderungen ausführen zu können, erzeugt die Gebläseeinheit 18 in einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ein insgesamt konstantes Volumen an atembarem Gas pro Zeiteinheit, welches wahlweise durch das Entlüftungsende 32

abgelassen wird. Das abgelassene Gasvolumen wird durch die Entlüftungsventilanordnung 16 gesteuert.

5 Im unteren Diagramm von Figur 6 sind grafisch die unterschiedlichen Stellungen des Ventilelements 46 in bezug auf das Entlüftungsende 32 dargestellt, mit denen das in dem mittleren Diagramm dargestellte gewünschte Druckprofil im Nasenluftweg erzielt wird. Zum Beispiel aktiviert die Steuerung 20 während der Pause nach dem Ausatmen den  
10 Schrittmotor 44, welcher das Ventilelement 46 im Uhrzeigersinn (wie in Figur 5 dargestellt) dreht, so daß der Druck im Nasenluftweg bis zu dem gewünschten Sollwert erhöht wird, was durch die Steuerung 20 mittels der pneumatischen Leitung 40 erfaßt wird. Wenn der Patient einzuatmen beginnt, wird Gas, welches von der Gebläseeinheit 18 abgegeben wird, von dem Patienten eingeatmet. Um den Soll-Druck aufrechtzuerhalten, dreht die Steuerung dann das Ventilelement 46 schrittweise weiter im Uhrzeigersinn, wodurch die Gasmenge reduziert wird, welche abgelassen wird. Wenn das  
15 Einatmen seinen Spitzen-durchsatz passiert, beginnt die Steuerung 20 die Stellung des Ventilelements 46 zurück zu fahren, so daß zusätzliches Gas abgelassen und der Soll-Druck aufrechterhalten wird.

25 Am Ende des Einatmens ist ein geringerer Soll-Druck gewünscht und die Steuerung 20 dreht schrittweise das Ventilelement 46 entgegen dem Uhrzeigersinn weiter, so daß zusätzliche Gasmengen abgelassen werden und ein neuer niedrigerer Soll-Druck erreicht wird.

30 Am Ende der Pause nach dem Einatmen beginnt der Patient auszuatmen. Um den gewünschten niedrigeren Soll-Druck aufrechtzuerhalten, muß das zusätzlich vom Patienten ausgeatmete Gas durch das Entlüftungsende 32 abgelassen werden.  
35 Demzufolge bewirkt die Steuerung 20, daß sich das Ventile-

lement 46 weiter im Uhrzeigersinn dreht und das Entlüftungs-  
tungsende 32 noch weiter geöffnet wird. Wenn der Durchsatz  
beim Ausatmen absinkt, dreht die Steuerung 20 das Ventile-  
lement 46 im Uhrzeigersinn, wodurch das Ablassen reduziert  
5 und der niedrigere Soll-Druck aufrechterhalten wird. Am En-  
de des Ausatmens bewirkt dann die Steuerung 20, daß sich  
das Ventilelement 46 weiter im Uhrzeigersinn dreht und sich  
der Druck auf den höheren Druck-Sollwert erhöht. Dies er-  
zeugt eine Spannung im Genioglossus-Muskel, durch die der  
10 Luftweg als Vorbereitung auf die nächste Einatemphase ge-  
öffnet wird.

Die Prüfung des oberen und des unteren Diagramms zeigt, daß  
die Profile der Kurven ähnlich sind. Dies bedeutet, daß die  
15 Steuerung 20 den Atemzyklus des Patienten dadurch verfolgen  
kann, daß sie die gestuften Stellungen des Ventilelements  
46 verfolgt, welche erforderlich sind, um die Soll-Drücke  
aufrecht zu erhalten. Auf diese Weise kann die Steuerung 20  
das Ende der Einatemphasen bzw. der Ausatemphasen bestimmen  
20 und die Ausatem- und Einatem-Intervallzeiten vorhersagen.

Nun wenden wir uns der Steuerung 20 zu. Durch sie werden  
elektrische Ausgangssignale zur Verfügung gestellt, mit de-  
nen die Drehzahl der Gebläseeinheit 18 und die Stellung des  
25 Schrittmotors 44 gesteuert werden. Die Steuerung 20 erhält  
eine elektrische Rückkoppelung von der Gebläseeinheit 18,  
durch die deren Drehzahl angezeigt wird, und mittels der  
pneumatischen Leitung 40 ein pneumatisches Eingangssignal,  
mit welchem der Druck am Nasenkissen 14 und hierdurch in  
30 den Durchgängen des Nasen-Luftweges des Patienten angezeigt  
wird.

Die Steuerung 20 umfaßt eine Druckwandlerschaltung 700 (Fi-  
gur 7), welche ein elektrisches Eingangssignal einer Mikro-  
35 prozessorschaltung 800 (Figur 8) bereitstellt, durch das

der Druck am Nasenkissen 14 angezeigt wird, welche wiederum eine Gebläsemotorschaltung 900 (Figur 9) und eine Schrittmotorschaltung 1000 (Figur 10) mit Ausgangssignalen versorgt. Zusätzlich umfaßt die Steuerung 20 eine herkömmliche Stromversorgung (nicht dargestellt) von 120 Volt Wechselstrom auf +5 Volt Gleichstrom, +12 Volt Gleichstrom und +24 Volt Gleichstrom, welche für digitale und analoge integrierte Schaltungskomponenten geeignet ist.

Die in Figur 7 dargestellte Druckwandlerschaltung 700 ist typisch für die Druckwandlerschaltung der Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung mit einfacher ebenso wie mit doppelter Leitung. Dies heißt, daß bei dem Ausführungsbeispiel von Figur 3 mit einfacher Leitung nur ein Druckwandler verwendet wird, wohingegen in dem in Figur 4 schematisch dargestellten Ausführungsbeispiel zwei Druckwandler verwendet werden, welche beide eine Schaltung verwenden, wie sie in Figur 7 dargestellt ist.

Der bevorzugte Druckwandler umfaßt SENSYM Typ SX01DN mit einem Betriebsbereich von 0 bis 70 cm Wassersäule. Der bevorzugte Wandler umfaßt vier Dehnungsmeßfühler, welche in einer herkömmlichen Wheatstonebrücke 701 mit Dehnungsmeßfühlern X1, X2, X3 und X4 angeordnet sind, die jeweils nominal 4650 Ohm aufweisen. Die Brücke 701 weist eine Erregerklemme 702, welche mit +12 Volt Gleichstrom verbunden ist, und eine gegenüberliegende Erregerklemme 704 auf, welche wie dargestellt geerdet ist. Die Brücke 701 erzeugt an Klemmen 706 und 708 Ausgangssignale. Ein Potentiometer 710 für den Nullabgleich verbindet die Klemmen 704 und 706 miteinander.

Der Ausgang von der Klemme 708 ist mit der positiven Eingangsklemme eines Rechenverstärkers 712 (eine Hälfte des Typs LT1014) verbunden. Der Ausgang des Rechenverstärkers

712 ist mit dessen negativer Eingangsklemme rückgekoppelt und speist mittels eines Widerstands R1 (1 kOhm) die positive Eingangsklemme des Verstärkers 714. Der Ausgang ist ferner über einen Widerstand R2 (750 kOhm) geerdet.

5

Die Ausgangsklemme 706 der Dehnmeßstreifenbrücke ist mit der positiven Eingangsklemme des Rechenverstärkers 716 (der anderen Hälfte der Einheit LT1014) verbunden. Der Ausgang von dem Verstärker 716 ist mit dessen negativer Eingangsklemme rückgekoppelt und über einen Widerstand R3 (1 kOhm) mit der negativen Eingangsklemme des Verstärkers 714 verbunden.

10

Der Ausgang des Verstärkers 714 ist mit dessen negativer Eingangsklemme über einen Widerstand R4 (750 kOhm) rückgekoppelt. Der Ausgang von dem Verstärker 714 ist über einen Widerstand R5 (X Ohm) mit einer Ausgangsklemme 718 verbunden, welche mittels der gerade beschriebenen Schaltung ein Ausgangssignal zwischen 0 und +5 Volt Gleichstrom entsprechend einem Druck von 0 bis 25 cm Wassersäule bereitstellt.

15

20

Wenn ein zweiter Druckwandler verwendet wird, wird an der entsprechenden Klemme 720 ein gleiches Ausgangssignal bereitgestellt. Bei dem Ausführungsbeispiel mit doppelter Leitung stellen zwei Wandler zusätzliche Druckinformationen bereit, was eine präzisere Verfolgung der Gasströmungen beim Einatmen und Ausatmen des Patienten und hierdurch eine präzisere Verfolgung des Atemzyklus ermöglicht.

25

In Figur 8 ist ein elektrisches Schaltbild der Mikroprozessorschaltung 800 dargestellt, welche einen Mikroprozessor 802 (INTEL Typ 8097BH), eine programmierbare Vektorlogik (PAL) (Typ PC 16L8), einen löschbaren und programmierbaren ROM-Speicher (EPROM) (Typ 27256), einen Adressspeicher 808 (Typ 74HC373), Lese-/Schreibspeicher (RAM) (Typ 6264P), ei-

30

35

ne serielle Datenschnittstelle für die Ein-/Ausgangssignale (RS232 Typ MAX232), eine Schalteranordnung 814 für die Vorgaben (RX) und einen Eingangsdatenspeicher 816 aufweist.

- 5 Die Mikroprozessorsteuerung 802 erhält Strom (Vcc) bei +5 Volt Gleichstrom an den Klemmen VCC, VPD, BW, RDY, VPP und VREF, wie dargestellt. Die Klemmen NMI, VSS, EA und ANGND sind geerdet. Ein Quarz 802, mit dem die Signale bei 12 MHz getaktet werden, ist zwischen den Klemmen XTAL1 und XTAL2  
10 wie dargestellt angeschlossen, und an ihn sind jeweils geerdete Kondensatoren C1 und C2 (jeweils 33 pF) angeschlossen.

- Die Mikroprozessorsteuerung 802 erhält an der RESET-Klemme  
15 vom Reset-Subschaltkreis 820 ein Reset-Signal. Beim Einschalten werden ein geerdeter Kondensator C3 (22 uF) und die Eingangsklemmen eines SCHMITT-Trigger-NAND-Gatters 822 durch einen Widerstand R5 (100 kOhm) mit Strom gespeist. Zunächst ist die resultierende Eingangsspannung am NAND 822  
20 niedrig und sein Ausgangssignal ist logisch eins. Dieses Ausgangssignal logisch eins liegt an einer Ausgangsklemme 824 an, welche der Gebläsemotorschaltung 900 ein Reset-Signal bereitstellt, wie hiernach weiter erläutert ist. Das Ausgangssignal vom NAND 822, welches zunächst logisch eins  
25 ist, wird durch einen Inverter 826 invertiert, so daß an der RESET-Klemme der Mikroprozessorsteuerung ein Signal logisch null anliegt, wodurch die Mikroprozessorsteuerung 802 im Reset gehalten wird, bis sich die Ladung am Kondensator C3 bis zum Triggerpegel des NAND 822 aufgebaut hat. Hier-  
30 durch wird Zeit zur Verfügung gestellt, während der sich das System initialisieren kann und während der Einschalt-schwingungen unterdrückt werden können. Wenn die Ladung am Kondensator C3 bis zum Triggerpegel angestiegen ist, wird das Reset-Signal von der Ausgangsklemme 824 und der Mikro-  
35 prozessorsteuerung 802 entfernt. Der Ausgang des Inverters



826 wird ebenfalls mit einer Seite eines Haltewiderstands R6 (10 kOhm) verbunden, dessen andere Seite mit Vcc verbunden ist.

- 5 Die Resetschaltung 820 umfaßt auch einen normalerweise offenen Resetschalter 828, welcher über den Kondensator C3 angeschlossen ist und einen manuellen Reset ermöglicht. Eine Diode D1 ist über den Widerstand R5 angeschlossen und stellt einen Entladungsweg für C5 für den Fall des Aus-
- 10 schaltens bereit.

- Die Mikroprozessorsteuerung 802 erhält auch ein Eingangssignal des Druckwandlers an der Klemme ACH0 und auch an ACH1, wenn ein zweiter Wandler verwendet wird, wie bei dem
- 15 Ausführungsbeispiel mit doppelter Leitung. Um eine Unterdrückung von Einschalterschwingungen zu schaffen und um die analoge Spannung von der Druckwandlerschaltung 700 zu glätten, ist eine Seite eines Kondensator C4 (0,005 nF) zusammen mit der Anode einer Diode D2 und der Kathode einer
- 20 Diode D3 mit der Klemme 718 verbunden. Die andere Seite des Kondensators C4 und die Anode der Diode D3 sind wie dargestellt geerdet und die Kathode der Diode D2 ist mit der Speisespannung Vcc verbunden. Für die Klemme 720 ist unter Verwendung von Dioden D4, D5 und eines Kondensators C5 eine
- 25 identische Schaltung vorgesehen. Die Mikroprozessorsteuerung 802 umfaßt interne A/D-Wandler (ADC), welche die jeweiligen analogen Eingangssignale an den Klemmen ACH0 und ACH1 erhalten und diese in eine digitale Form konvertieren, so daß sie in der Mikroprozessorsteuerung 802 intern ver-
- 30 wendet werden können.

Die Mikroprozessorsteuerung 802 erhält auch an der Klemme HS1.0 ein Eingangssignal, bei dem es sich um ein Impulssignal von der Gebläsemotorschaltung 900 handelt, welches

der Drehzahl der Gebläseeinheit 18 entspricht, wie hiernach weiter erläutert ist.

Die Mikroprozessorsteuerung 802 verwendet auch einen gemeinsamen Adress/Datenbus 830, welcher die Mikroprozessorsteuerung 802 wie in Figur 8 dargestellt an den Klemmen mit PAL 804, EPROM 806, Adressspeicher 808, RAM 810 und Datenspeicher 816 verbindet, so daß ein Fluß der Daten- und Adressinformationen möglich ist. In Figur 8 sind auch die anderen herkömmlichen Verbindungen zwischen diesen Komponenten dargestellt.

Die Mikroprozessorsteuerung 802 stellt ein serielles Datenausgangssignal von der Klemme TXD an die Klemme 11 der Schnittstelle 812 bereit und erhält Daten von deren Klemme 12 an der Klemme RXD der Mikroprozessorsteuerung. Die Schnittstellenklemmen 14 und 13 erhalten im Wechsel RS232-Daten, welche ein Fernablesen und eine Fernsteuerung der Mikroprozessorsteuerung 802 und hierdurch des Gerätes 10 ermöglichen. Dieses Merkmal ist besonders hilfreich zum Beispiel in einem Schlaflabor, um die vorgeschriebenen Drücke einzustellen, so daß die optimale Therapie durchgeführt werden kann.

Die Schalteranordnung 814 umfaßt acht wählbare Schalter, mit denen Eingangsdaten bereitgestellt werden können, welche den gewünschten vorgeschriebenen Soll-Drücken für das Einatmen und Ausatmen entsprechen. Im einzelnen werden die oberen vier Schalter dazu verwendet, den vorgeschriebenen Einatemdruck einzustellen, und die unteren vier Schalter werden dazu verwendet, den vorgeschriebenen Ausatemdruck einzustellen. Da vier Schalter für jeden Sollwert vorhanden sind, stehen 16 mögliche Einstellungen zur Verfügung, welche zwischen 3 und 16 cm Wassersäule für das Einatmen und zwischen 0 und 14 cm Wassersäule für das Ausatmen liegen.

Der Datenspeicher 816 ist mit der Schalteranordnung 814 wie dargestellt gekoppelt und speichert die vorgeschriebenen Daten, wenn er das Speichersignal von der Klemme 12 von PAL 804 erhält. Die vorgeschriebenen Daten werden über den Bus 830 übermittelt.

Die Mikroprozessorsteuerung 802 stellt auch zwei zusätzliche Ausgangssignale bereit. Bei dem ersten handelt es sich um Daten an die Schrittmotorschaltung 1000 mittels eines Ausgangsbusses 832 mit sechs Leitungen von den Klemmen P1.0-1.5 der Mikroprozessorsteuerung zu der Ausgangsklemme 834. Bei dem zweiten zusätzlichen Ausgangssignal handelt es sich um ein pulsweitenmoduliertes Signal (PWM) an die Gebläsemotorschaltung 900 mittels Leitung 834 und Ausgangsklemme 836.

Bei Figur 9 handelt es sich um ein elektrisches Schaltbild, in dem die Gebläsemotorschaltung 900 dargestellt ist, welche das pulsweitenmodulierte Signal an der Klemme 836 von der Mikroprozessorsteuerung 802 und auch ein invertiertes Reset-Signal an der Klemme 824 von der Resetschaltung 820 erhält. Die Gebläsemotorschaltung 900 stellt der Mikroprozessorsteuerung 802 auch ein Impuls-Ausgangssignal an der Klemme 902 bereit, welches der Drehzahl des Gebläsemotors 904 entspricht.

Das an der Klemme 824 erhaltene Reset-Signal ist mit der Klemme 10 des Motortreibers 906 (Typ UC3524A) verbunden. Das pulsweitenmodulierte Signal von der Steuerung 802 an der Klemme 836 wird der Klemme 2 des Treibers 906 mittels eines Tiefpaßfilters C6 (1.0 uF) und eines Widerstands R7 (24,9 kOhm) bereitgestellt.

Eine Treiberklemme 7 ist über einen Kondensator C7 (0,003 uF) und eine Klemme 6 über einen Widerstand R8 (49,9 kOhm)

geerdet. Eine Klemme 8 ist geerdet und eine Klemme 15 wird bei +12 Volt Gleichstrom mit Strom versorgt. Die Treiberklemmen 12, 13 und 16 sind mit Vcc bei +5 Volt Gleichstrom verbunden.

5.

Der Motortreiber 906 konvertiert das pulsweitenmodulierte Eingangssignal bei 0 bis 5 Volt Gleichstrom in ein entsprechendes Ausgangssignal bei 0 bis +12 Volt Gleichstrom an seinen Klemmen 11 und 14 auf die Klemme 1 der programmierbaren Vektorlogik (PAL) (Typ 16L8). Diese Klemmen sind auch mittels eines Widerstands R9 (0,5 Ohm) geerdet. PAL 908 erzeugt an den Klemmen 19 und 18 jeweils ein Ausgangssignal als zwei Phasen für den Stator und den Rotor eines bürstenlosen Gleichstromgebläsemotors 904 (Fasco Corp. Typ 70000-S517). Bei den Ausgangssignalen von PAL 908 handelt es sich jeweils um die Eingangssignale in Pegelkonvertern 910 und 912 (MC14504), welche den Spannungspegel von +5 auf +12 Volt Gleichstrom verschieben. Die Ausgangssignale mit +12 Volt Gleichstrom von den Pegelkonvertern 910 und 912 werden wiederum an die jeweiligen Gatter der Feldeffekttransistoren (SENSFET) (Motorola SENSFET Typ MTP40N06M) 914 und 916 weitergeleitet. Die jeweiligen Drainanschlüsse SENSFETS 914 und 916 sind jeweils mit Klemmen 0A und 0B des Gebläsemotors 904 verbunden und stellen die jeweiligen Phasen-Eingangssignale an dessen Stator und Rotor bereit.

25

Den Pegelkonvertern 910 und 912 und einer gemeinsamen Leistungsklemme CP des Gebläsemotors 904 wird zusätzlich Strom bei +12 Volt Gleichstrom bereitgestellt.

30

Die Quellenklemme der jeweiligen SENSFET 914, 916 ist wie dargestellt geerdet.

35

SENSFETS 914, 916 weisen jeweils ein zusätzliches Paar von Ausgängen an den Leitungen 918 und 920 auf, mit denen der

Stromfluß durch den jeweiligen SENSFET hindurch angetastet werden kann. Diese Ausgänge sind über einen Widerstand R10 (100 Ohm) miteinander gekoppelt, so daß den Klemmen 3 und 4 des Motortreibers 906 ein Stromweg für den Stromabtastwert und hierdurch ein diesem entsprechendes Spannungssignal bereitgestellt wird. Der Treiber 906 spricht auf diese dem Stromfluß durch den Gebläsemotor 904 entsprechende Eingangsspannung so an, daß die Einschaltdauer der Ausgangssignale an den Klemmen 11 und 14 im Falle eines Überstroms im Motor reduziert wird.

Der Gebläsemotor 904 ist zusätzlich mit einem Hall-Effekt-Wandler ausgerüstet, welcher jedesmal einen Spannungsimpuls bereitstellt, wenn ein magnetischer Pol des Stators des Motors sich an ihm vorbeibewegt. Diese Ausgangsimpulse entsprechen der Drehzahl des Motors 904 und werden an der Motorklemme HALL mittels der Leitung 922 der Ausgangsklemme 902 und als Rückkoppelung dem Motortreiber 906 bereitgestellt. Die Ausgangsimpulse entsprechend der Drehzahl des Gebläsemotors an der Klemme 902 werden der Mikroprozessorsteuerung 802 an deren Klemme HS1.0 bereitgestellt.

Die Impulse, welche der Drehzahl des Gebläsemotors entsprechen, werden in ein entsprechendes Spannungssignal umgewandelt, bevor sie in die Klemmen 1 und 9 des Motortreibers eingespeist werden. Wie in Figur 9 dargestellt ist, ist die Leitung 922 mit einer Seite eines Kondensators C8 (0,01 uF), dessen andere Seite mit einer Seite eines Widerstands R11 (10 kOhm) verbunden ist, und mit der Anode einer Diode D6 verbunden. Die andere Seite des Widerstands R11 ist geerdet.

Die Kathode der Diode R6 ist mit einer Seite des geerdeten Kondensators C9 (0,1 uF), mit einem geerdeten Widerstand R12 (1 MOhm) und mit einer Seite eines Widerstands R13 (100

5 kOhm) verbunden. Die andere Seite des Widerstands R13 ist mit einer Seite eines Kondensators C10 (0,22 uF), mit einer Seite eines Widerstands R14 (10 MOhm) und mit der Klemme 1 des Motortreibers als Eingang zu diesem verbunden. Die andere Seite des Kondensators C10 und des Widerstands R14 ist mit der Klemme 9 des Treibers verbunden.

10 Dieses Netzwerk aus den Komponenten C8 bis C10, R11 bis R16 und der Diode D6 wandelt die Frequenzimpulse auf der Leitung 922 in ein hierzu entsprechendes Spannungssignal um. Dies bedeutet, daß dieses Netzwerk infolge der großen Kapazität des Kondensators C9 (0,1 uF), welche eine Langzeitkonstante bildet, als Frequenz-Spannungswandler arbeitet. Der Spannungswert, der an den Klemmen 1 und 9 des Motortreibers anliegt, ist mit einem internen Komparator rückgekoppelt, welcher die Spannung mit einem Sollwert vergleicht, der von einem an der Klemme 2 erhaltenen pulsweitenmodulierten Signal abgeleitet wurde.

20 In Figur 10 ist eine Schrittmotorschaltung 1000 dargestellt, welche den Schrittmotor 44 so aktiviert, daß das Ventilelement 46 in Übereinstimmung mit den Daten positioniert wird, welche von der Mikroprozessorsteuerung 802 an deren Klemmen 834 erhalten wurden. Bei dem Schrittmotor 44  
25 handelt es sich vorzugsweise um ein VEXTA®-Modell, welches bei der Oriental Motor Company erhältlich ist und eine Umdrehung in 400 "Schritten" bereitstellen kann und welches, falls benötigt, auch halbe Schrittweiten ausführen kann. Der Fachmann erkennt, daß der Motor 44 sich um einen  
30 Schritt verschieben kann, sobald an ihm das Muster des nächsten sequentiellen Spannungsschrittes angelegt wird, welches über den Ausgangsbuss 832 als Eingangssignal an der Klemme 834 anliegt. Der Bus 832 umfaßt insbesondere sechs Leitungen, bei denen es sich um die Daten des Musters für  
35 den Treiberchip handelt.

Die Daten für das Schrittmuster werden dem Treiberchip 1002 (Typ S'GS'L298N) des Schrittmotors an den Klemmen A, B, C bzw. D von den Klemmen Pl.0 bis 1.3 der Mikroprozessorsteuerung 802 bereitgestellt. Der Treiber 1002 verschiebt die Spannung der Eingangsdaten von +5 Volt Gleichstrom auf +12 Volt Gleichstrom, so daß entsprechende Ausgangssignale an den Klemmen 2, 3, 13 und 14 anliegen, welche mit dem Schrittmotor 44 verbunden sind, so daß an diesen das Schrittmuster bei +12 Volt Gleichstrom anliegt. Die Anoden der Dioden D7, 8, 9 und 10 sind mit den jeweiligen vier Ausgangsleitungen des Treibers 1002 und deren Kathoden mit +12 Volt Gleichstrom verbunden, so daß die Spannung hochgezogen wird. Entsprechend sind die Kathoden der Dioden D11, 12, 13 und 14 jeweils mit den Ausgangsleitungen verbunden, und die jeweiligen Kathoden der Dioden sind geerdet, so daß die Spannung nach unten gezogen wird.

Wie in Figur 10 dargestellt ist, liegt an der Klemme 9 des Treibers +5 Volt Gleichstrom und an der Klemme 4 des Treibers +12 Volt Gleichstrom an, und die Klemmen 1, 8 und 15 sind alle geerdet.

Bei den Figuren 11 bis 14 handelt es sich um Flußdiagramme für Computerprogramme, in denen das Betriebsprogramm für die Mikroprozessorsteuerung 802 dargestellt ist.

In Figur 11 ist der START-UP-Abschnitt der Hauptroutine des Computerprogramms für den Betrieb der Mikroprozessorsteuerung 802 dargestellt. Nachdem das Reset-Signal von logisch null zu logisch eins wird, steigt das Programm bei Schritt 1102 ein, in dem die Steuerung 20 aufgefordert wird, die Entlüftungsventilanordnung 16 in ihre "Ausgangs"-Stellung zu verschieben. Insbesondere wird durch diesen Schritt die Mikroprozessorsteuerung 802 dazu aufgefordert, Daten von

Ausgangssignalen mit sequentiellen Mustern mittels der Leitung 832 und der Klemme 834, welche zu der Steuerschaltung 1000 für den Schrittmotor führen, zu erzeugen. Hierdurch wird der Schrittmotor 44 in eine Stellung im mittleren Bereich verschoben, in der das Ventilelement 46 die Leitungsenden 32 und 58 ungefähr halb bedeckt, wie in Figur 5 dargestellt ist, oder nur das Leitungsende 32 in dem Ausführungsbeispiel mit einfacher Leitung. Durch den Schritt 1002 werden auch die Variablen, Zähler, Interruptroutinen usw. in dem Programm initialisiert.

Das Programm bewegt sich dann zu dem Schritt 1104, wo die vorgeschriebenen Druckwerte für das Einatmen und das Ausatmen gelesen werden, welche an der Schalteranordnung 814 eingestellt und mittels des Adressdatenbusses 830 gelesen worden sind. Diese Werte werden dann im RAM gespeichert. Im Schritt 1104 wird die Mikroprozessorsteuerung 802 auch aufgefordert, die Betriebsdrehzahl des Gebläsemotors 904 in Übereinstimmung mit der Vorgabe des Druckes, welcher am Schalter 814 eingestellt ist, einzustellen. Die Drehzahl des Gebläses sollte auf eine Geschwindigkeit eingestellt werden, welche schnell genug ist, um sicherzustellen, daß genügend Umgebungsluftvolumen der Leitung 12 zur Verfügung gestellt wird und der vorgegebene Druckpegel während des maximalen Einatmens erreicht werden kann. Die Drehzahldaten des Gebläsemotors, welche den Vorgabeeinstellungen entsprechen, werden vorzugsweise in einer Referenztabelle gespeichert. Der Schritt 1104 löscht auch alle Werte, welche in dem internen Puffer an der Klemme HS1.0 der Mikroprozessorsteuerung gespeichert sind.

Das Programm bewegt sich dann zu dem Schritt 1106, in dem es den getakteten Interrupts des Programms ermöglicht wird, mit dem Takten zu beginnen.



Im Schritt 1108 setzt das Programm das Softwareflag "Phase" gleich dem Einatmen "E", wodurch das Programm von der Einatemphase des Atemzyklus des Patienten aus initialisiert wird. Durch diesen Schritt wird auch der Gebläse-Prüfzähler auf Null initialisiert. Wie hiernach weiter erläutert ist, liest das Programm die Drehzahl des Gebläses nach 128 Durchläufen durch die Hauptschleife.

Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1110, welcher den internen A/D-Wandler (ADC) startet, welcher mit den Eingangsklemmen ACH0 und ACH1 der Mikroprozessorsteuerung verbunden ist.

Im Schritt 1112 wird der Sollwert für den Druck für die Einatemphase entsprechend dem Vorgabewert für das Einatmen eingestellt, welcher an der Schalteranordnung 814 entsprechend der Daten in der Referenztabelle eingestellt worden ist. Durch diesen Schritt wird auch der Startup-Modus des Gerätes als kontinuierlicher positiver Druck im Luftweg (CPAP) definiert. Dies bedeutet, wie hiernach weiter erläutert wird, daß das Programm das Gerät 10 so betreibt, daß für die ersten acht Atemzüge des Patienten ein kontinuierlicher positiver Druck in Höhe des Sollendrucks für das Einatmen vorliegt. Der Schritt 1112 initialisiert auch den Atemzähler auf null in Vorbereitung darauf, die Atemzyklen des Patienten zu zählen.

Nach dem Abschluß des Schritts 1112 bewegt sich das Programm zur HAUPTSCHLEIFE 1200 der Hauptroutine, wie in Figur 12 dargestellt ist. Bei dem Schritt 1202 handelt es sich um den ersten Schritt dieser Routine, bei dem das Programm den mittleren Druck über acht ADC-Konversionen berechnet, wie er von dem Druckwandler 701 erfaßt wird. Dies bedeutet, daß die Mikroprozessorsteuerung 802 einen internen "Ring-" Puffer aufweist, in dem die acht jüngsten Druckanzeigewerte

gespeichert sind, welche an der Klemme ACH0 (und auch ACH1 beim Ausführungsbeispiel mit zwei Leitungen) der Mikroprozessorsteuerung erhalten werden. Wie unten weiter erläutert ist, wandelt die ADC-Interruptroutine die analogen Werte  
5 des Eingangs alle 22 Mikrosekunden in eine digitale Form um und speichert die jüngsten digitalen Werte kontinuierlich in dem Ringpuffer. In dem Schritt 1020 wird der Mittelwert dadurch berechnet, daß der kumulative Wert des Puffers durch acht geteilt wird. Im Schritt 1202 wird auch die Ab-  
10 weichung berechnet, d.h. der Fehler des mittleren Drucks vom Soll-Druck.

Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1204, welcher abfragt, ob die Größe des im Schritt 1202 berechneten Fehlers  
15 größer als ein erlaubter maximaler Fehler ist. Hierdurch wird eine sogenannte "tote Zone" geschaffen, durch die verhindert wird, daß das System "schwingt".

Wenn die Antwort in Schritt 1204 ja ist, bewegt sich das  
20 Programm zum Schritt 1206 und berechnet die Anzahl der Schritte und die Richtung des Schrittmotors 44, welche erforderlich sind, um den Druckabweichungsfehler zu korrigieren. Dies bedeutet, daß abhängig von dem Volumen an Luft, welches von dem Gebläse erzeugt wird, der Fluidkapazität  
25 des Systems und der Leckage aus diesem die Anzahl der erforderlichen Schritte näherungsweise unter Bezugnahme auf Daten bestimmt werden kann, welche zuvor in einer Referenztabelle gespeichert worden sind.

30 Das Programm bewegt sich dann zu dem Schritt 1208 und führt die Routine "VENTILSCHRITT" aus, welche in Figur 13 dargestellt und hiernach weiter erläutert ist. Die VENTILSCHRITT-Routine 1300 stellt sequentiell die Datenmuster bereit, welche benötigt werden, um das Ventil für die erforder-

derliche Anzahl von Schritten in der im Schritt 1206 bestimmten Richtung schrittweise zu bewegen.

5 Nach der Ausführung der Subroutine 1300 oder nach Schritt 1204 kehrt das Programm zum Schritt 1210 zurück. In diesem Schritt wird die Anzahl der Ventilschritte, welche tatsächlich ausgeführt wurden, und die Richtung in einem internen Puffer für die Ventilsteigung gespeichert, welcher kontinuierlich die acht vorhergehenden Bewegungen des Schrittmotors 44 speichert. Mit diesen Informationen kann die Steigung der Ventilbewegung berechnet werden, indem die Summe des Puffers für die Ventilsteigung durch acht geteilt wird. Dies stellt eine Steigung dar, da die acht Werte in gleichen Zeitintervallen gespeichert werden. Somit stellt die 15 Summe des Puffers, welche durch acht geteilt wird, die erste Ableitung der Ventilbewegung dar.

Nun wird beispielhaft auf Figur 6 Bezug genommen. Nach der Pause nach dem Ausatmen und nach dem Erreichen des gewünschten Soll-Druckes liegt kein signifikanter Fehler des Drucks gegenüber dem Soll-Druck vor. Somit ist keine Veränderung der Wertposition erforderlich und daher wären die vorhergehenden acht Wertschritte gleich Null, was eine Steigung von 0 bedeutet und was durch den flachen Abschnitt der Kurve der Ventilstellung in Figur 6 dargestellt ist. 25 Wenn der Patient beginnt einzuatmen, muß dagegen die Ventilstellung anfangs und schnell in Richtung auf die geschlossene Stellung verschoben werden, um den Druck in der Leitung 32 aufrechtzuerhalten. Durch eine Anzahl von positiven Schritten, welche am Schrittmotor 44 ausgeführt werden, zeigen die in dem Steigungspuffer gespeicherten Werte eine stark positive Steigung an. Umgekehrt muß das Ventil gegen Ende des Einatmens eine Anzahl von Schritten in negativer Richtung ausführen, damit der Druck in der Leitung 32 35 beibehalten wird, was eine stark negative Steigung bedeu-

tet. Diese Informationen über die Steigung, wie hiernach weiter erläutert ist, werden dazu verwendet, unterschiedliche Punkte im Atemzyklus des Patienten zu bestimmen.

- 5 Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1212, in dem abgefragt wird, ob das Phasenflag auf Ausatmen gesetzt ist. Das Programm war initialisiert worden, während das Phasenflag auf Einatmen gesetzt war, und daher ist während der ersten paar Durchläufe durch die Hauptschleife 1200 die
- 10 Antwort in 1212 nein und das Programm bewegt sich zum Schritt 1214, in dem abgefragt wird, ob das Phasenflag auf Einatmen gesetzt ist. Da dieses Flag beim Einatmen initialisiert wurde, ist die Antwort im Schritt 1214 ja und das Programm bewegt sich zum Schritt 1216.
- 15 Im Schritt 1216 wird abgefragt, ob die Variable "Taktzähler" größer ist als der Wert für die Variable "Einatemendzeit" und ob die Steigung, welche im Schritt 1210 berechnet wurde, kleiner oder gleich ist als -5. Die Variable "Takt-
- 20 zähler" (TMR CNT) ist ein Softwarezähler, welcher bei null initialisiert worden war und alle 13 ms inkrementiert. Die Variable "Einatemendzeit" wurde bei einem Standardwert initialisiert, welcher die Einatemzeit darstellt, die einem vorgegebenen Mittelwert entspricht. Wie hiernach weiter er-
- 25 läutert ist, wird die Variable "Einatemendzeit" für jeden Atemzyklus nach den ersten acht Durchläufen durch die Hauptschleife 1200 neu berechnet. Der Schritt 1216 wird ausgeführt, um festzustellen, ob eine Zeit vergangen ist, welche ausreicht, um ein normales Einatmen abzuschließen,
- 30 was zusätzlich dadurch bestätigt wird, daß die Steigung der Werte geringer als -5 ist. Dies ist durch die Steigung der Kurve der Wertpositionen am Ende des Einatmens in Figur 6 dargestellt.

Während der ersten paar Durchläufe durch die Hauptschleife 1200 ist die Antwort im Schritt 1216 nein und das Programm bewegt sich zum Schritt 1218, welcher abfragt, ob der Prüfpfänger für das Gebläse, welcher bei null initialisiert wurde, gleich 128 ist. Bis zu diesem Zeitpunkt ist die Antwort in Schritt 1218 nein und das Programm bewegt sich zum Schritt 1220, um den Prüfpfänger für das Gebläse zu inkrementieren. Das Programm kehrt dann in einer Schleife zum Schritt 1202 zurück und führt wiederholt die Schritte 1202 bis 1220 aus, bis die Antwort im Schritt 1218 ja ist, woraufhin das Programm sich zum Schritt 1222 bewegt und die Subroutine "PRÜFE GEBLÄSEDREHZAHN" 1200 ausführt, wie in Figur 15 dargestellt ist. Wie hiernach weiter erläutert ist, wird in diesem Schritt die Drehzahl des Gebläses überwacht, so daß sichergestellt ist, daß es mit der Soll-Drehzahl dreht, welche anfangs im Schritt 1104 in Übereinstimmung mit den vorgeschriebenen Einstellungen eingestellt wurde. Das Programm kehrt dann zum Schritt 1224 zurück und stellt den Prüfpfänger für das Gebläse auf null zurück.

Wenn eine so ausreichende Zeitdauer verstrichen ist, daß die Standardzeitdauer überschritten wird, welche für die Einatem-Endzeit eingestellt worden war, und wenn die Steigung der Kurve der Ventilstellung gleich oder geringer als -5 ist, wodurch das Ende des Einatmens des Patienten angezeigt wird, ist die Antwort im Schritt 1216 ja und das Programm bewegt sich zum Schritt 1218, in dem abgefragt wird, ob der Betriebsmodus auf Einatem-Nasenluftdruck (INAP) eingestellt ist. Dieser war im CPAP-Modus in Schritt 1112 initialisiert worden. Während der ersten acht Atemzyklen ist die Antwort im Schritt 1226 nein und das Programm bewegt sich zum Schritt 1228, welcher abfragt, ob der Atemzähler kleiner oder gleich acht ist. Der Atemzähler war bei null initialisiert worden. Während des ersten Durchlaufs des Programms ist die Antwort im Schritt 1220 ja und das Pro-

gramm bewegt sich zum Schritt 1230, um den Atemzähler zu inkrementieren.

5 Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1232, welcher die Variable "Zykluszeit" gleich dem aktuellen Wert einstellt, welcher im Taktzähler vorliegt. Dieser Schritt wird am Ende jeder Einatemphase begonnen und markiert das Ende eines Atemzyklus und den Anfang eines anderen. Somit ist die  
10 Zeitdauer eines Atemzyklus, das heißt die Zykluszeit, gleich dem Zeitwert, welcher im Taktzähler vorliegt. Dieser wird am Ende eines jeden Atemzyklus, auch im Schritt 1232, auf null zurückgesetzt.

15 In Schritt 1232 wird auch eine neue Einatem-Intervallzeit gleich der neuen Zykluszeit geteilt durch drei eingestellt. Statistisch beträgt die Einatemzeit im Mittel ungefähr 40 Prozent eines typischen Atemzyklus. Im Schritt 1232 wird das Einatemintervall jedoch gleich 33 Prozent der jüngsten Zykluszeit eingestellt, um sicherzustellen, daß dieser Wert  
20 im Schritt 1216 frühzeitig ausgezählt wird, also vor dem Ende der voraussichtlichen tatsächlichen Einatemzeit.

25 Im Schritt 1232 wird auch die Variable "Einatem-Startzeit" gleich der neuen Zykluszeit geteilt durch zwei eingestellt. Da bestimmt wurde, daß der Anfang eines Zyklus am Ende einer Einatemphase liegt, würde die nächste Einatem-Startzeit normalerweise erwartungsgemäß dann auftreten, nachdem 60 Prozent der Zykluszeit abgelaufen sind. Im Schritt 1232  
30 wird die Einatem-Startzeit jedoch auf 50 Prozent eingestellt, also früher als die voraussichtliche Einatemzeit, so daß sichergestellt ist, daß sich der Nasendruck erhöht, bevor das Einatmen erwartungsgemäß beginnen würde.

35 Nachdem die Hauptschleife 1200 erfaßt hat, daß acht Atemzyklen am Atemzähler angezeigt werden, ist die Antwort im

Schritt 1228 nein und das Programm bewegt sich zum Schritt 1234, in dem der Betriebsmodus auf INAP gesetzt wird. Die Verzögerung von acht Zyklen vor der Einstellung auf INAP-Modus stellt sicher, daß zuverlässige Daten bei der Verfolgung des Atemzyklus vorhanden sind.

Indem der Modus nun auf INAP eingestellt ist, ist die Antwort während des nächsten Durchlaufs beim Schritt 1226 ja und das Programm bewegt sich zum Schritt 1236, in dem der Soll-Druck gleich der Vorgabe für das Ausatmen eingestellt wird. Dies bedeutet, daß eine Einatemphase zu Ende ist, wie im Schritt 1216 bestimmt wurde, acht Atmungen verfolgt worden sind, wie im Schritt 1228 festgestellt wurde und der Modus auf INAP eingestellt wurde, wodurch der Druck während des Ausatmens abgesenkt werden kann. Wenn diese Bedingungen erfüllt sind, wird der gesteuerte Soll-Druck auf den vorgeschriebenen Ausatem-Sollwert abgesenkt.

Normalerweise wäre vorgeschrieben, daß der Ausatemdruck auf null ist, also der Umgebung entspricht, so daß der Patient normal ausatmen kann. Unter manchen Umständen kann der Therapeut jedoch einen leicht positiven Druck während des Ausatmens wünschen. Dies wird an den unteren vier Schaltern der Schalteranordnung 814 (Figur 8) eingestellt.

Im Schritt 1236 wird auch das Phasenflag auf Ausatmen gesetzt.

Während des nächsten Durchlaufs durch die Hauptschleife 1200 ist jetzt die Antwort im Schritt 1212 ja, was bedeutet, daß die Phase "Ausatmen" vorliegt, und das Programm bewegt sich zum Schritt 1238, in dem abgefragt wird, ob der laufende Wert am Taktzähler größer als oder gleich wie die Einatemstartzeit ist, welche zuvor im Schritt 1232 eingestellt wurde. Alternativ wird im Schritt 1238 abgefragt, ob

die Steigung der Ventilstellung größer ist als sieben, was in unabhängiger Weise davon das Ende des Ausatmens anzeigt. Nun wird auf Figur 6 Bezug genommen. Am Ende des Ausatmens muß das Ventil sich schnell schrittweise in positiver Richtung bewegen, um das Entlüftungsende 32 zu begrenzen und den Soll-Druck aufrechtzuerhalten. Durch diese schnelle Änderung wird eine positive Steigung größer als 70 angezeigt.

10 Wenn die Antwort im Schritt 1238 nein ist, dann fährt das Programm fort, die Schleife zu durchlaufen, bis die Antwort ja ist. Dann bewegt sich das Programm zum Schritt 1240 und setzt das Phasenflag auf Einatmen, den Soll-Druck auf den vorgeschriebenen Einatemwert und den Wert für die Variable

15 "Einatem-Endzeit" gleich dem aktuell vorliegenden Taktzähler plus der Einatemintervallzeit. Der vorliegende Wert des Taktzählers entspricht der Zeit, welche seit dem Beginn des aktuellen Atemzyklus abgelaufen ist, welcher das Ende der vorhergehenden Einatemphase markiert hatte. Die gerade beginnende Einatemphase sollte zum laufenden Taktzählerwert plus der Einatemintervallzeit oder danach enden. Somit wird

20 durch den Schritt 1240 ein neuer Wert für die Einatemintervallzeit bereitgestellt, welcher im Schritt 1216 verwendet werden kann. Dieser Wert wird normalerweise vor dem Ende des aktuellen Einatmens erreicht und wird dazu verwendet,

25 um sicherzustellen, daß ein instabiler Ablesewert der Steigung nicht irrtümlich das Ende der Einatemphase markiert. Somit ist die Anforderung im Schritt 1216 der Ablauf der Einatemendzeit genauso wie eine Steigung kleiner oder

30 gleich -5.

Der Fachmann erkennt, daß durch den Schritt 1238 zusammen mit dem Ausgleich durch das Betriebsprogramm sichergestellt wird, daß sich der Einatem-Soll-Druck vor dem Beginn des

35 Einatmens des Patienten erhöht. Zuerst kann das Ende des



Einatmens erfaßt werden, indem überwacht wird, ob die Steigung der Ventilstellung sieben übersteigt. Indem das Ende einer Ausatemphase bestimmt wird, wird sichergestellt, daß es sich hierbei um einen Punkt im Atemzyklus vor dem Beginn der nächsten Einatemphase handelt. Zusätzlich wird ein Anstieg des Druckes vor dem Einatmen dadurch sichergestellt, daß überwacht wird, ob der Taktzähler größer als oder gleich wie die vorgeschriebene Einatemstartzeit in Schritt 1238 ist. Wenn somit ein sporadischer oder fehlerhafter Ablesewert der Steigung erfaßt werden sollte, würde ein Anstieg des Nasendruckes vor dem Einatmen noch sichergestellt werden, sobald der Taktzähler die vorgeschriebene Einatemstartzeit überschreitet. Es wird in Erinnerung gerufen, daß die Einatemstartzeit in Schritt 1232 etwas kleiner eingestellt worden war als die voraussichtliche Startzeit.

In Figur 13 ist die VENTILSCHRITT-Subroutine 1300 dargestellt, welche im Betrieb die erforderlichen Schrittmuster am Schrittmotor 44 mittels der Schrittmotorschaltung 1000 sequentiell aufbringt. Die Subroutine 1300 beginnt beim Schritt 1302, indem sie die Variable "Ventil-Endstellung" gleich der aktuellen Ventilstellung plus (oder minus) der erforderlichen Ventilkorrektur setzt, welche im Schritt 1206 (Figur 2) bestimmt wurde. Im Schritt 1302 wird auch die Variable "Ventilstellung" gleich der aktuellen Ventilstellung gesetzt.

Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1304, in dem abgefragt wird, ob die Richtung der Korrektur größer als null, d.h. in einer positiven Richtung, so daß das Entlüftungsende 32 begrenzt wird, oder in der entgegengesetzten Richtung ist. Wenn die Antwort im Schritt 1304 ja ist, bewegt sich das Programm zum Schritt 1306, in dem abgefragt wird, ob die Endstellung, welche im Schritt 1302 bestimmt worden war, den Schritt 160 übersteigt. Dies bedeutet, daß

in diesem Schritt festgestellt wird, ob die gewünschte oder erforderliche Endstellung des Ventils jenseits der maximal zulässigen Stellung liegt. Wenn ja, bewegt sich das Programm zum Schritt 1308, welcher die Endstellung des Ventils  
5 gleich 160 setzt.

Wenn die Antwort im Schritt 1306 nein ist oder nach Schritt 1308 bewegt sich das Programm zum Schritt 1310 und setzt die Variable "Ventilstellung" gleich "Ventilstellung" plus  
10 eins. Mit anderen Worten, das Programm inkrementiert den Schrittmotor 44 Schritt um Schritt, bis die Endstellung erreicht ist.

Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1312, in dem abgefragt wird, ob die neue Ventilstellung kleiner als oder  
15 gleich wie die Endstellung des Ventils ist, welche im Schritt 1302 bestimmt wurde. Wenn nein, was bedeutet, daß die gewünschte Endstellung des Ventils erreicht worden ist, kehrt das Programm zum Schritt 1210 der Hauptschleife zu-  
20 rück.

Wenn die Antwort im Schritt 1312 ja ist, was bedeutet, daß die Endstellung des Ventils noch nicht erreicht wurde, bewegt sich das Programm zum Schritt 1314, in dem das  
25 Schrittmuster für den nächsten Schritt des Gebläsemotors aus dem Speicher abgerufen wird. Das Programm aktiviert dann die Leitungen des Busses 832, um dieses Schrittmuster an die Schaltung 1000 des Schrittmotors und hierdurch an den Schrittmotor 34 zu senden.

30 Das Programm kehrt dann in der Schleife zurück zum Schritt 1310 und fährt fort, ein Schrittmuster nach dem anderen auszuführen, bis die Endstellung erreicht ist.

Wenn die Drehrichtung für die erforderliche Korrektur negativ ist, was in Schritt 1304 bestimmt wurde, bewegt sich das Programm zu den Schritten 1316 bis 1324, wie dargestellt ist, und führt die erforderliche Anzahl der Schrittmuster aus, so daß das Ventil in "negativer" Richtung gedreht und der Druck reduziert wird, indem mehr Luft abgelassen wird. Im Schritt 1316 wird abgefragt, ob die in Schritt 1302 bestimmte Endstellung kleiner als null ist, was bedeutet, daß die Ventilstellung jenseits der zulässigen Grenzen des Verfahrensweges liegt. Wenn ja, setzt das Programm die Endstellung in Schritt 1318 gleich null.

Im Schritt 1320 wird dann die "Ventilstellung"-Variable dekrementiert und im Schritt 1322 wird abgefragt, ob die neu festgestellte "Ventilstellung" größer als oder gleich wie die gewünschte Endstellung ist. Wenn ja, bewegt sich der Schritt zum Programm 1324 und kehrt dann in der Schleife zurück zu Schritt 1322. Wenn die Antwort im Schritt 1322 nein ist, kehrt das Programm zum Schritt 1210 der Hauptschleife zurück.

In Figur 14 ist die ADC-Interrupt-Subroutine 1400 dargestellt, deren Interrupt alle 14 Mikrosekunden ausgeführt wird, so daß für die von der Druckwandlerschaltung 700 erhaltenen Druckdaten eine Umwandlung von analog in digital bereitgestellt wird, und mit der diese Daten im Speicher gespeichert werden. Die Subroutine 1400 beginnt im Schritt 1402, welcher die aktuellen Daten aus dem ADC-Register im Inneren der Mikroprozessorsteuerung 802 abrufen. Diese Daten werden dann in dem ADC-Puffer zur Verwendung im Schritt 1202 (Figur 12) der Hauptschleife gespeichert. Diese Daten werden an der Speicherstelle "L" gespeichert, bei der es sich um eine der acht Speicherstellen des Puffers handelt. Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1404 und inkrementiert die Speicherstellenvariable "L", so daß der näch-

ste Satz von ADC-Daten in der nächsten Speicherstelle des Puffers abgelegt wird. Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1406, in dem abgefragt wird, ob "L" gleich acht ist, was größer ist als die Anzahl der Speicherstellen, welche in dem ADC-Puffer vorgesehen sind. Wenn ja, setzt das Programm "L" auf die Speicherstelle Null zurück, bei der es sich um die erste Speicherstelle im Puffer handelt. Nach dem Schritt 1408, oder wenn die Antwort im Schritt 1406 nein ist, bewegt sich das Programm zum Schritt 1410, welcher die ADC anweist, eine weitere Datenkonversion zu beginnen. Das Programm kehrt dann vom Interrupt zur Hauptschleife zurück.

In Figur 15 ist die Subroutine 1500 PRÜFE DIE GEBLÄSEDREHZAHl dargestellt, welche aus dem Schritt 1222 der Hauptschleife 1200 aufgenommen wird, und welche beim Schritt 1502 beginnt, in dem die aktuelle Drehzahl des Gebläses so abgelesen wird, wie sie von der Klemme HS1.0 der Mikroprozessorsteuerung vom Hall-Effekt-Wandler im Gebläsemotor 94 erhalten wird. Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1504, welcher den Sollwert für die Drehzahl des Gebläses entsprechend dem vorgeschriebenen Einatemdruck abrufen und den Sollwert mit der erfaßten niedrigeren Drehzahl vergleicht. Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1506, in dem abgefragt wird, ob sich die Drehzahl des Gebläses innerhalb eines maximalen Fehlerbereiches der Soll-Drehzahl befindet. Wenn nein, paßt das Programm im Schritt 1508 die Impulsweite der pulsweitenmodulierten Signale an, welche an der Klemme PWM der Mikroprozessorsteuerung erzeugt und an die Schaltung 902 des Gebläsemotors übertragen werden. Nach dem Schritt 1508, oder wenn die Antwort im Schritt 1506 ja ist, kehrt das Programm zur Hauptschleife zurück.

#### Luftweggeräusche-Ausführungsbeispiel

In den Figuren 16 und 17 ist ein weiterer Aspekt der Erfindung dargestellt, bei dem Veränderungen des Drucks im Luftweg des Patienten und insbesondere Luftweg-Geräusche überwacht werden und als Reaktion hierauf der Druck im Luftweg des Patienten gesteuert wird. Im einzelnen handelt es sich bei Figur 16 um ein elektrisches Blockschaltbild, welches den Geräuschanalyseschaltkreis 1600 darstellt, welcher Eingangssignale von dem Drucksensorschaltkreis 700 über dessen Klemme 718 empfängt und welcher Ausgangssignale an den Mikroprozessor 802 abgibt. Der Fachmann weiß, daß es sich bei Geräuschen um Druckveränderungen handelt. Somit dient der bevorzugte Drucksensorschaltkreis 700 auch dazu, Druckveränderungen zu erfassen, welche Geräuschen im Luftweg entsprechen, und diese Veränderungen in entsprechende, an der Klemme 718 anliegende Signale umzuwandeln.

Die Signale vom Drucksensorschaltkreis 700 werden an einen Vorverstärker 1602 übergeben, welcher die Signalstärke anhebt und die Signale an einen Tiefpaßfilter 1604, einen Bandpaßfilter 1606, einen Bandpaßfilter 1608 und einen Hochpaßfilter 1610 übergibt. Der Tiefpaßfilter 1610 ist vorhanden, um dem Mikroprozessor 802 ein "DC"-Ausgangssignal bereitzustellen, welches Druckveränderungen tiefer Frequenz (Subaudio) und den Nasendruck anzeigt.

Die Filter 1606 bis 1610 spalten das Audio-Frequenzspektrum in drei Komponenten auf: 10 bis 200 Hz, 200 bis 800 Hz bzw. 800 Hz und mehr. Die Ausgangssignale von den Filtern 1606 bis 1610 passieren Gleichrichter 1612, 1614 bzw. 1616, welche wiederum den Tiefpaßfiltern 1618, 1620 und 1622 gleichgerichtete Ausgangssignale bereitstellen. Die Tiefpaßfilter 1618 bis 1622 wandeln die entsprechenden gleichgerichteten Eingangssignale in äquivalente Gleichspannungsausgangssignale "LOW", "MED" und "HI" um, welche den jeweiligen Audio-Spektralkomponenten entsprechen. Diese drei

Ausgangssignale werden zusammen mit dem Ausgangssignal "DC" als Eingangssignale dem Mikroprozessor 802 bereitgestellt, welcher eine interne A/D-Umwandlung verwendet, um digitale Daten zu erzeugen, welche den drei Komponenten des Spektrums entsprechen.

Bei Figur 17 handelt es sich um ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der SOUND-ANALYSE-Subroutine 1700, welche vorteilhafterweise ein Teil des Programms ist, mit dem der Mikroprozessor 802 in Verbindung mit dem Druckveränderungsaspekt der Erfindung betrieben wird. Die Subroutine 1700 beginnt am Schritt 1702, welcher die A/D-Umwandlung der analogen Eingangssignale "DC", "LOW", "MED" und "HI" initiiert, welche vom Schaltkreis 1600 erhalten wurden. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist der Schritt 1702 mehrere Male (z.B. 10 mal) für jedes Einatmen implementiert und die Umwandlungswerte sind gemittelt. Die mittleren Werte der digitalen Entsprechungen von DC, LOW, MED und HI werden dann für die Schritte 1706 bis 1716 verwendet, wie hiernach weiter erläutert ist.

Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 1704, welcher die Softwarevariable "old state" (OS) gleich der Variablen "new state" (NS) setzt, die während der vorhergehenden Durchläufe durch das Programm bestimmt worden sind. In diesem Schritt wird dann die Variable NS = Null gesetzt.

Im Schritt 1706 fragt das Programm ab, ob das Eingangssignal "DC" größer ist als ein vorgegebener Schwellenwert. Dieser Schwellenwert ist so ausreichend hoch, daß angezeigt wird, daß erfaßbare Geräusche im Luftweg vorliegen. Wenn die Antwort nein ist, kehrt das Programm zur Hauptschleife zurück. Wenn die Antwort ja ist, bewegt sich das Programm zum Schritt 1708, in dem zusammen mit den nachfolgenden Schritten eine spektrale Analyse der Geräusche im Luftweg,

wie sie im Schaltkreis 1600 bestimmt worden sind, durchgeführt wird. Insbesondere wird im Schritt 1708 abgefragt, ob das Eingangssignal LOW einer vorgegebenen Schwelle entspricht. Wenn ja, bewegt sich das Programm zum Schritt  
5 1710, welcher die Variable NS um eins inkrementiert.

Wenn die Antwort im Schritt 1710 nein ist oder nach Schritt 1710, bewegt sich das Programm zum Schritt 1712, welcher abfragt, ob das Eingangssignal MED oberhalb der ihm  
10 zugeordneten Schwelle liegt. Wenn ja, bewegt sich das Programm zum Schritt 1714, welcher die Variable NS um zwei inkrementiert.

Wenn die Antwort in Schritt 1712 nein ist oder nach Schritt  
15 1714, bewegt sich das Programm zum Schritt 1716, welcher abfragt, ob das Eingangssignal HI größer ist als eine vorgegebene Schwelle. Wenn ja, dann wird im Schritt 1718 die Variable NS um vier inkrementiert.

20 Wenn die Antwort im Schritt 1716 nein ist, oder nach Schritt 1718, bewegt sich das Programm zum Schritt 1720. Im Schritt 1720 wird die Variable "TRANSITION" (T) als Funktion der Variablen OS und NS wie in Figur 17 dargestellt berechnet. Die Variable T stellt eine spektrale Quantifizierung der Geräusche im Luftweg bereit, welche bei der Be-  
25 stimmung verwendet wird, welche Aktion, wenn überhaupt, betreffend die Erhöhung oder Verminderung des auf die Atemwege des Patienten aufgetragenen Gasdruckes durchgeführt werden soll. Diese Bestimmung erfolgt im Schritt 1722 durch  
30 Verwendung der sogenannten "Aktionstabelle", bei welcher es sich um eine Tabelle handelt, die im Speicher unter Verwendung der Variablen T als Zeiger gespeichert ist. Die bevorzugte Aktionstabelle ist Teil der Offenbarung und als Anlage 1 beigelegt.

35

Nach der Bestimmung der richtigen Aktion, welche die Erhöhung, Verminderung oder Aufrechterhaltung des Drucks umfaßt, aus der Aktionstabelle, bewegt sich das Programm zum Schritt 1724, welcher diese Aktion ausführt. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel erfolgen die durch Aktionen gekennzeichneten Veränderungen des Drucks in Schritten von 1,0 cm Wasser.

Wenn die im Schritt 1722 bestimmte Aktion "keine" ist, was anzeigt, daß Schnarchgeräusche nicht vorliegen, wird vorzugsweise im Schritt 1724 der auf den Patienten aufgebracht Druck um 0,5 cm Wasser vermindert. Auf diese Weise stellt das Programm sicher, daß der Druck nicht höher als notwendig gehalten wird. Wenn z.B. durch die erfaßten Geräusche im Luftweg eine Erhöhung des Druckes veranlaßt wird und die Geräusche im Luftweg dann verschwinden, kann es sein, daß der Druck um etwas mehr als notwendig erhöht worden ist. Demzufolge vermindert das Programm automatisch den Druck über die Zeit in kleinen Schritten, bis Geräusche im Luftweg wieder erfaßt werden.

Der oben im Zusammenhang mit den Figuren 16 und 17 beschriebene Aspekt der vorliegenden Erfindung überwacht Geräusche im Luftweg bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel. Es sei jedoch darauf hingewiesen, daß der Druckwandler-schaltkreis 700 auf viele Arten von Druckveränderungen anspricht, die anders sind als jene, welche mit Geräuschen im Luftweg verbunden sind. Der Schaltkreis 700 könnte z.B. dazu verwendet werden, nicht hörbare Schwingungen oder Druckveränderungen zu erfassen, welche mit dem Ausatmen und Einatmen verbunden sind. Mit dieser Fähigkeit können viele Informationen über die Atmung des Patienten gesammelt werden, wie z.B., ob die Atmung des Patienten regelmäßig, unregelmäßig oder apneisch ist, als auch die Atemgeschwindigkeit, die Dauer des Einatmens und Ausatmens und die Strömungsge-



schwindigkeiten. Folglich kann mit dieser Fähigkeit die Atmung des Patienten richtig charakterisiert und die Aspekte der Atmung quantifiziert werden.

5 Diese Information kann darüber hinaus im Speicher gespeichert werden, so daß sie anschließend heruntergeladen und von einem Arzt z.B. dazu verwendet werden kann, Atembeschwerden zu diagnostizieren und die Wirksamkeit der Behandlung zu erfassen. Auf diese Weise werden die Kosten und  
10 die Zeit, welche in Schlaflaboreinrichtungen aufgewendet werden, vermieden oder zumindest minimiert. Zusätzlich wird der Komfort des Patienten verbessert, da nur der minimal erforderliche Druck sowohl während des Schlafes als auch bevor der Patient einschläft aufgebracht wird. Mit dem erhöhten Komfort ist es wahrscheinlicher, daß der Patient die  
15 vorgeschriebene Behandlung auf einer dauerhaften Basis anwendet und er hierdurch aus ihr den maximalen Nutzen zieht.

Der Fachmann erkennt, daß die vorliegende Erfindung zahlreiche Abwandlungen der bevorzugten Ausführungsbeispiele,  
20 ie hier beschrieben wurden, umfaßt. Während die vorliegende Erfindung zum Beispiel bei der Behandlung der Schlafapnoe genutzt werden kann, ist ihre Anwendbarkeit nicht in dieser Hinsicht beschränkt. Die vorliegende Erfindung kann statt  
25 dessen für die Behandlung von zahlreichen Zuständen eingesetzt werden, bei denen eine erleichterte Atmung ein Faktor bei der Behandlung ist. So induziert zum Beispiel ein erhöhter Luftdruck beim Atmen, welcher unmittelbar vor dem Einatmen beginnt, ein tieferes Einatmen als sonst vorliegen  
30 würde. Dies kann zur Behandlung bestimmter kardiovaskularer Zustände verwendet werden, bei denen ein tieferes Einatmen und hierdurch eine größere Sauerstoffanreicherung des Blutes vorteilhaft ist, wenn es von einem abgesenkten Druck begleitet wird, welcher das Ausatmen erleichtert. Zusätzlich  
35 lich umfaßt die vorliegende Erfindung die Verwendung aller

atembaren Gase, wie z.B. von Anästhetika oder mit Sauerstoff angereicherter Umgebungsluft.

Wie oben erläutert wurde, ist das Nasenkissen das bevorzugte Mittel zur Verbindung mit dem Patienten und zur Aufbringung des höheren atembaren Gasdrucks auf die Atemwege des Patienten. Die vorliegende Erfindung umfaßt jedoch auch eine Nasenmaske oder eine volle Gesichtsmaske, welche in bestimmten Situationen erwünscht ist, wie z.B. bei der Anwendung von Anästhetika als atembares Gas, wie oben erläutert wurde.

Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung wird die Stellung der Entlüftungsventilanordnung variiert, um den Druck des atembaren Gases, welches auf die Atemwege des Patienten aufgebracht wird, zu erhöhen oder abzusenken. Wie aus der detaillierten Beschreibungen hervorgeht, kann mit dem vorliegenden Gerät jedoch auch die Drehzahl der Gebläseeinheit variiert werden, was statt dessen dazu verwendet werden könnte, wahlweise den aufgebrachten Druck zu variieren. Hierdurch wären das Entlüftungsventil und der Schrittmotor nicht mehr erforderlich und die Herstellungskosten würden reduziert werden, was als weiteres Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung vorteilhaft wäre.

Die vorliegende Erfindung umfaßt auch die Abwandlung, bei der das atembare Gas komprimiert und z.B. in einer Speicherflasche gespeichert wird.

Wie oben erläutert wurde, umfaßt die bevorzugte Steuerung eine Mikroprozessorsteuerung 802, welche durch ein Computerprogramm betrieben wird. Andere äquivalente Steuermittel können einen für den Kunden entworfenen Chip umfassen, bei

dem alle Funktionen ohne ein Computerprogramm in der Hardware implementiert sind.

Wie in Figur 6 offenbart ist, wird bevorzugt, den Atemzyklus des Patienten dadurch zu verfolgen, daß die Bewegung der Entlüftungsventilanordnung 16 verfolgt wird. Der Atemzyklus kann jedoch durch andere Mittel verfolgt werden, wie z.B. durch die Überwachung der Kontraktionen und Expansionen des Brustkastens, der Atemgeräusche, indem direkt die Aktivität des Genioglossus-Muskels oder irgendein anderer äquivalenter Parameter erfaßt wird, welcher eine Anzeige für den Atemzyklus bereitstellen kann.

Als Beispiel am Schluß sei angeführt, daß manche Therapeuten das Gerät vorzugsweise in einem Modus mit geringem Druck oder mit Druck null starten können, während der Atemzyklus anfangs verfolgt wird. Hierdurch kann ein zusätzlicher Komfort für den Patienten bei der Anwendung der Erfindung geschaffen werden.

#### Admittanz-Ausführungsbeispiel

In den Figuren 18 bis 21 ist ein weiteres Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dargestellt, bei dem die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten bestimmt und vorzugsweise als Grundlage verwendet wird, um den Druck im Luftweg, der auf den Patienten angewendet wird, zu steuern. Wenden wir uns zunächst Figur 18 zu: Eine Vorrichtung 1800 umfaßt einen Durchflußmesser 1802 (Hans Rudolph Pneumotach, vertrieben von der Hans Rudolph Company in Kansas City, Missouri), einen Differentialdrucksensor (DP) 1804 (SENSYM Typ SX01DN), einen Drucksensor 1806 (SENSYM Typ SX01DN), Rechenverstärker 1808 und 1810, eine analoge Signaldivisionsseinrichtung 1812 (Analog Devices Modell AD539), welche mit dem Mikroprozessor 802 gekoppelt ist.

Im Betrieb ist der Durchflußmesser 1802 vorzugsweise in den äußeren Abschnitt 26 der Leitung 12 gekoppelt, so daß atembares Gas, welches dem Patienten zugeführt wird, durch ihn hindurchtritt. Der Sensor 1802 stellt ein Paar pneumatischer Ausgangssignale bereit, welche dem Gasstrom zum DT-Sensor 1804 entsprechen, welcher wiederum ein Paar elektrischer analoger Ausgangssignale von der internen Brücke bereitstellt, welche dem Strom zum Verstärker 1810 entsprechen.

Der Drucksensor 1806 ist pneumatisch mit dem äußeren Abschnitt 26, vorzugsweise stromabwärts vom Durchflußmesser 1802, gekoppelt. Der Drucksensor 1806 stellt dem Verstärker 1808 von der internen Brücke ein Signalpaar bereit, welches dem Gasdruck entspricht, mit dem der Patient versorgt wird.

Die Verstärker 1808 und 1810 stellen der Divisionseinrichtung 1812 über die Leitungen 1814 und 1816 jeweils analoge Ausgangssignale bereit, welche dem momentanen Gasdruck und Gasstrom entsprechen, mit denen der Patient versorgt wird. Die Divisionseinrichtung 1812 führt eine analoge Teilung der Strom- und Drucksignale durch, die an den Leitungen 1814 und 1816 anliegen, und erzeugt hierdurch ein analoges Ausgangssignal an einer Leitung, welches der momentanen Admittanz (A) des Luftwegs des Patienten entspricht. Dies bedeutet, daß es sich bei der Admittanz um die Inverse der Impedanz handelt. Die Patienten-Durchflußmenge kann jedoch null sein, was die direkte Berechnung der Impedanz (Druck geteilt durch Durchflußmenge) unmöglich macht. Indem die Durchflußmenge durch den Druck geteilt wird und hierdurch die Admittanz bestimmt wird, werden solche Probleme jedoch vermieden.

Wie hiernach weiter in Verbindung mit dem Flußdiagramm eines Computerprogramms von Figur 21 erläutert ist, kann es wünschenswert sein, daß in bestimmten Anwendungsfällen keine Divisionseinrichtung 1812 vorhanden ist und die Tei-  
5 lungenfunktionen innerhalb des Mikroprozessors 802 ausgeführt werden. In einem solchen Fall wird die Leitung 1818 zusammen mit der Divisionseinrichtung 1812 entfernt und die Druck- und Durchflußmengensignale an den Leitungen 1814 und 1816 werden direkt dem Mikroprozessor 802 bereitgestellt.

10

Figur 19 enthält die Diagramme 1902, 1904, 1906, 1908 und 1910, welche helfen darzustellen, wie die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten bei der vorliegenden Erfindung bestimmt wird. In diesen Diagrammen sind die Durchflußmenge  
15 F, der Druck P, die Admittanz A, das Schema T1 und das Schema T2 über sieben diskreten Zeitpunkten aufgetragen, welche jenen Zeitpunkten entsprechen, zu denen der Mikroprozessor 802 A/D-Umwandlungen der Eingangsinformationen durchführt. Bei dem Plot der Admittanz im Diagramm 1906  
20 handelt es sich um eine Funktion der Durchflußmengen- und Druckdaten, welche in den Diagrammen 1902 bzw. 1904 dargestellt sind.

25

Im Betrieb des Mikroprozessors 802 wird in Übereinstimmung mit den in den Figuren 20 und 21 dargestellten Programmen der Plot der Admittanz für den Einatemabschnitt eines einzigen Atemzyklus mit den Admittanzschemata verglichen, welche im Speicher gespeichert sind, und bestimmt, welches Schema am besten zum letzten Plot der Admittanz paßt. Das  
30 am besten Passende wird unter Verwendung konventioneller quadratischer Mittelungsverfahren bestimmt. Das Schema, welches am besten paßt, wird als "Zeiger" für eine Tabelle verwendet, mit dem die durchzuführende Aktion ausgewählt wird, wie z.B. die Erhöhung oder Verminderung des Gasdrucks, welcher an den Patienten angelegt wird.  
35

In Figur 20 ist ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der Subroutine 2000 dargestellt, mit der der Mikroprozessor 802 des in Figur 18 dargestellten Ausführungsbeispiels unter Verwendung der Divisionseinrichtung 1812 betrieben wird. Die Routine 2000 beginnt beim Schritt 2002, welcher den Mikroprozessor 802 aktiviert und das Admittanzsignal digitalisiert, welches an der Leitung 1818 zu vorgegebenen Zeitpunkten während des Einatmens des Patienten erhalten wird, und welcher die umgewandelten Admittanzdaten im Datenfeld "A" speichert.

Nach der Digitalisierung aller Signale für die Einatemsignale werden dann im Schritt 2004 die Amplituden der Amplitudendaten im Feld "A" normalisiert. Dies bedeutet, daß der Spitzen-Amplitudenwert der Felddaten auf eine vorgegebene Konstante normalisiert wird. Dies wird deshalb durchgeführt, da bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel die Form der Admittanzdaten von Interesse ist, nicht die Absolutwerte.

In gleicher Weise wird im Schritt 2006 die Zeitbasis des Admittanz-Datenfelds "A" normalisiert, so daß die Zeitbasis zu der der Schemata paßt. Dies ist notwendig, da die Einatemzeiten von einem Atemvorgang zum anderen variieren.

Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 2008, in dem ein quadratischer Mittelwert (RMS) für die Differenzen zwischen den entsprechenden Datenpunkten im Feld "A" und dem jeweiligen im Speicher gespeicherten Schema berechnet werden, gemäß der dargestellten Formel.

Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 2010, in dem bestimmt wird, welches Schema den niedrigsten RMS-Wert aufweist. Bei diesem handelt es sich um das zu den Admittan-

daten für dieses Einatmen des Patienten "am besten passende" Schema. Im Schritt 2012 wird dann das im Schritt 2010 ausgewählte Schema als Software-"Zeiger" verwendet, mit dem aus einer Tabelle, wie unten dargestellt, eine geeignete  
5 Aktion ausgewählt wird, wie z.B. das Erhöhen, Vermindern oder Halten des Drucks:

	T1	Halten
	T2	Erhöhen
10	T3	Erhöhen
	*	*
	*	*
	*	*
15	TN	Vermindern

Bei Figur 21 handelt es sich um ein Flußdiagramm eines Computerprogramms eines Moduls 2100, mit dem der Mikroprozessor 802 im in Figur 18 dargestellten Ausführungsbeispiel betrieben wird, wenn der Divisionseinrichtung 1812 und die  
20 Leitung 1818 nicht verwendet werden und wenn die Leitungen 1814 und 1816 direkt mit dem Mikroprozessor 1802 verbunden sind und die Druck- und Durchflußmengensignale bereitstellen. Diese Ausbildung ist dann vorteilhaft, wenn eine größere Präzision wegen der nichtlinearen Eigenschaften der  
25 Luftwege des Patienten gewünscht ist.

Das Modul 2100 beginnt bei Schritt 2102, welcher die vom Mikroprozessor 802 über die Leitung 1816 zu vorgegebenen Intervallzeiten empfangenen Durchflußmengensignale digitalisiert. Die digitalisierten Durchflußmengendaten werden  
30 dann im Feld "F" gespeichert. Im Schritt 2104 wird dann die Zeitbasis der Daten im Feld "F" normalisiert.

Das Programm bewegt sich dann zum Schritt 2106, welcher  
35 schnelle Fourier-Transformierte (FFT) verwendet, mit denen

die Amplitude-über-Zeit-Daten im Feld "F" in Amplitude-über-Frequenz-Daten umgewandelt werden.

5 Gleichzeitig mit den Schritten 2102 bis 2106 führt das Modul 2100 die analogen Schritte 2108, 2110 und 2112 für die vom Mikroprozessor 802 über die Leitung 1814 empfangenen Druckinformationen durch.

10 Nach der Umwandlung der Durchflußmengen- und Druckdaten bewegt sich das Programm zum Schritt 2114, in dem die Admittanz "A" für die jeweils entsprechenden Durchflußmengen- und Druckdatenpunkte berechnet wird. Abhängig von der speziellen Anwendung und dem gewünschten Genauigkeitsgrad kann es unter bestimmten Umständen vorteilhaft sein, die Felddaten für den Druck und die Durchflußmenge oder die Admittanzdaten bezüglich der Amplituden zu normalisieren.

20 Das Modul 2100 führt dann die Schritte 2116, 2118 und 2120 aus, bei denen es sich um dieselben Schritte handelt wie die Schritte 2008 bis 2012, welche oben in Verbindung mit dem Modul 2000 und der Aktionstabelle erläutert worden sind.

25 Man erkennt, daß nach der Bestimmung des am besten passenden Schemas die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten wirksam quantifiziert werden kann. Dies bedeutet, daß der Satz von im Speicher gespeicherten Schemata einen Bereich von Durchgängigkeiten (z.B. in Prozent) darstellen könnte und daß das am besten passende Schema eine entsprechende Durchgängigkeit in Prozent darstellt. Bei den Durchgängigkeitsschemata handelt es sich zusätzlich vorzugsweise um einen Satz, welcher speziell für den individuellen Patienten, der behandelt wird, entwickelt wird. Darüber hinaus kann es vorteilhaft sein, den Satz von Schemata kontinuierlich dadurch abzuwerten, daß aufeinanderfolgende Admittanz-

30

35



Felddaten als neues Schema im Speicher gespeichert werden. Zusätzlich könnten bestimmte Schemata gekennzeichnet als charakteristisch für Zustände der Schlaflosigkeit oder des Schlafes gekennzeichnet werden. Schließlich ist unter bestimmten Umständen der höchste Genauigkeitsgrad nicht erforderlich. In diesen Fällen kann eine Summierung der Admittanzdaten eines gegebenen Einatemvorgangs oder ein Mittelwert hiervon über eine Anzahl von Einatemvorgängen selbst als Quantifizierung der Durchgängigkeit des Luftwegs verwendet werden.

Der Fachmann weiß, daß die vorliegende Erfindung zahlreiche Abänderungen bei den hier beschriebenen bevorzugten Ausführungsbeispielen einschließt. Zum Beispiel könnten Ultraschallverfahren angewendet werden, um die Durchgängigkeit des Luftwegs nachzuweisen. Wenn der auf den Patienten angewendete Gasdruck relativ konstant ist, sind zusätzlich nur die Veränderungen der Durchflußmenge von Interesse. Sie sind der einzige variable Parameter, welcher berücksichtigt werden sollte. Als weiteres Beispiel könnte ein empfindliches Thermoelement oder ein Thermistor verwendet werden, um eine Anzeige für die Gas-Durchflußmenge bereitzustellen.

#### Stimulations-Ausführungsbeispiel

Wie oben in Verbindung mit den Figuren 16 und 17 beschrieben worden ist, werden bei dem Spektralgeräusche-Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung die Geräusche im Luftweg des Patienten analysiert und so eine geeignete Reaktion bestimmt, durch die ein apneischer Vorfall verhindert wird. Bei dem Spektralgeräusche-Ausführungsbeispiel wird durch die geeignete Aktion der auf den Patienten angewendete Druck im Luftweg erhöht, vermindert oder aufrechterhalten. Beim Stimulations-Ausführungsbeispiel handelt es sich bei der bevorzugten Re-

aktion um die Aufbringung eines elektrischen Stimulus. Dieser wird von außen auf den Hals des Patienten in der Nähe der Muskeln des oberen Luftwegs aufgebracht; es könnten aber auch implantierte Elektroden in gleicher Weise verwendet werden, um die Muskeln oder die Muskelnerven zu stimulieren.

Die bevorzugte Vorrichtung umfaßt einen flexiblen, elastischen Halskragen, ein von dem Kragen getragenes Mikrophon, ein ebenfalls von dem Kragen getragenes Elektrodenpaar und eine Steuerschaltung, welche das Mikrophon und die Elektroden miteinander verbindet. Die Elektroden und das Mikrophon können auch durch ein Haftmittel oder andere gleichwertige Mittel anstelle des bevorzugten Kragens befestigt werden. Die bevorzugte Steuerschaltung umfaßt die Komponenten und das Programm, welche oben in Verbindung mit dem Luftweggeräusche-Ausführungsbeispiel beschrieben worden sind. Der Hauptunterschied liegt darin, daß, anstatt den Luftdruck zu erhöhen, die Aktion darin besteht, die stimulierenden Elektroden zu Beginn einer jeden Einatemphase des Atemzyklus des Patienten zu aktivieren.

Um das Stimulations-Ausführungsbeispiel benutzen zu können, verbindet der Patient den um den Hals angeordneten Kragen mit den Elektroden, die vorn auf beiden Seiten der Mittellinie des Halses und unmittelbar unterhalb der Backe angeordnet sind, so daß sie die Muskeln des oberen Luftwegs stimulieren, wenn sie aktiviert werden. Im Betrieb erfaßt das Mikrophon die Geräusche im Luftweg, und die Steuerschaltung analysiert diese Geräusche, wie oben in Verbindung mit den Figuren 16 und 17 beschrieben worden ist. Jedesmal, wenn eine Aktion bestimmt wird, die einem "Erhöhen" des Drucks entspricht (Figur 17, Schritt 1724), wird dies dahingehend interpretiert, daß ein apneischer Anfall droht. Dies bedeutet, daß durch ein graduelles Verschließen des

Luftwegs aufgrund der Entspannung der Muskeln des oberen Luftwegs ein entsprechendes Geräuschmuster erzeugt wird, welches auch anzeigt bzw. vorhersagt, daß ein apneischer Vorfall bei einem darauffolgenden Atemvorgang auftreten kann. Wenn bestimmt worden ist, daß eine Erhöhung der Durchgängigkeit des Luftwegs erforderlich ist, aktiviert somit die Steuerschaltung die Elektroden, so daß diese die Muskeln des oberen Luftwegs stimulieren. Zusätzlich wird vorzugsweise die Stärke der elektrischen Stimulierung entsprechend der Atemgeräusche auf dieselbe Art und Weise variiert, in der der Druck im Luftweg in Verbindung mit dem Admittanz-Ausführungsbeispiel variiert wird, welches oben in Verbindung mit Anhang I erläutert worden ist. In dem Fall, daß während einer vorgegebenen Zeit, die auf einer festen Zeit oder auf vorhergehenden Atemmustern basiert, kein Einatmen erfaßt wird, aktiviert die bevorzugte Atemvorrichtung die Elektroden, welche die Muskeln des oberen Luftwegs stimulieren.

Auf diese Weise werden apneische Anfälle verhindert, während gleichzeitig die Elektroden-Stimulation nicht aufgebracht wird, wenn sie nicht benötigt wird. Dies steht im Gegensatz zum Stand der Technik, bei dem eine Stimulierung erst dann vorgesehen ist, wenn ein apneischer Anfall bereits aufgetreten ist. Dies steht auch im Gegensatz zu jenen im Stand der Technik bekannten Vorrichtungen, welche bei jedem Einatemversuch stimulieren, wie dies z.B. in der US 4 830 008 gezeigt ist, welche hiermit durch die Bezugnahme zum Gegenstand der Offenbarung gemacht wird. Der Fachmann weiß, daß dann, wenn bei jedem Einatmen eine Stimulierung angewendet wird, sich der Patient tatsächlich an die Stimulierung gewöhnt und diese an Wirksamkeit einbüßt. Bei der vorliegenden Erfindung dagegen wird eine Stimulierung verhindert, wenn keine Bedingungen vorliegen, bei denen ein apneischer Anfall angezeigt bzw. vorhergesagt wird.

Dennoch wird bei ihr eine Stimulierung vor einem apneischen Anfall sichergestellt. Auf diese Weise werden die beiden Hauptnachteile der Stimulationsverfahren beim Stand der Technik vermieden.

5

Der Fachmann weiß, daß andere Mittel verwendet werden können, mit denen das Drohen eines apneischen Anfalles erfaßt werden kann. Zum Beispiel kann durch die Überwachung der Luftwegadmittanz, wie oben in Verbindung mit den Figuren 19 bis 21 erläutert worden ist, ein apneischer Anfall vorhergesagt werden und die Stimulierung angewendet werden, wenn dies der Fall ist. Dies bedeutet, daß durch die Überwachung der Admittanz während des Einatmens ein Engerwerden des Luftwegs erfaßt werden kann, indem die Admittanz überwacht wird. Wenn die Admittanz auf ein vorgegebenes Niveau absinkt, kann die Stimulation angewendet werden. Darüber hinaus könnte das Drohen eines apneischen Anfalls durch die Verwendung von Luftstromsensoren, wie z.B. Thermistoren oder Thermoelemente an der Nase oder am Mund, festgestellt werden, oder durch die Verwendung eines gegenüber statischen Ladungen empfindlichen "Bettes", oder durch die Verwendung von Bändern, mit denen Bewegungen des Brustkorbes oder des Bauches erfaßt werden können, vorzugsweise eines Sensors der Marke RESPITACE.

25

#### Kompensations-Ausführungsbeispiel

Das in den Figuren 1 bis 4 offenbarte bevorzugte Ausführungsbeispiel verwendet einen Drucksensor 38, welcher in der Nähe des Nasen-Anschlußstücks des Patienten montiert ist. Unter bestimmten Umständen ist dies möglicherweise jedoch nicht praktisch. Statt dessen kann es aus Gründen der Kompaktheit und der wirtschaftlichen Herstellung wünschenswert sein, Druck- und Durchflußmengensensoren zu verwenden, welche mit der Patienten-Luftleitung an der Stelle verbun-

35

- den sind, an der diese Leitung das Gehäuse 22 verläßt. Bei dieser Anordnung ist es jedoch möglich, daß Meßungenauigkeiten aufgrund von stromabwärts vorkommenden pneumatischen Lecks und Druckabfällen in der Leitung auftreten, welche in nichtlinearer Weise mit der Durchflußmenge zum Patienten variieren. Zusätzlich zu unvorhergesehenen Lecks ist vorzugsweise eine Entlüftung an der Verbindung mit der Nase des Patienten vorhanden, durch die der Aufbau von Kohlendioxid verhindert wird. Wenn die Durchflußmenge und der Druck am Ausgang des Gehäuses gemessen werden, können somit keine genauen Daten bezüglich des tatsächlichen Drucks bereitgestellt werden, welcher an der Nase des Patienten aufgebracht wird. Das Kompensations-Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung mißt den Druck und die Durchflußmenge am Ausgang des Gehäuses, schafft aber dennoch eine genaue Messung des Drucks, welcher dem Patienten bereitgestellt wird, indem eine Kompensation von Lecks und Druckabfällen durchgeführt wird.
- Bei Figur 22 handelt es sich um ein schematisches Blockschaltbild, welches das pneumatische System 70 darstellt. Dieses umfaßt einige Komponenten, die es gemeinsam mit den zuvor beschriebenen Ausführungsbeispielen hat. Diese tragen die gleichen Bezugszeichen. Das System 70 umfaßt zusätzlich einen Einlaßluftfilter 71, einen Ausatemmagneten 72, mit dem ein Ausatemventil 73 verbunden ist, einen Bakterienfilter 74 und ein Strömungselement 75, mit einem parallel mit ihm verbundenen Durchflußmengensensor 76.
- Bei Figur 23 handelt es sich um ein elektrisches Blockschaltbild, in dem die bevorzugten Komponenten der Steuerung 20 dargestellt sind, mit denen das pneumatische System 70 dieses Ausführungsbeispiels gesteuert und betrieben wird. Die Steuerung 20 umfaßt eine Stromversorgung 80, einen Mikroprozessor 81, einen Mikroprozessor-Speicher 82,

eine Analog/Digital-(A/D)-Wandlerschaltung 83, eine Schnittstellenschaltung 84, einen seriellen Anschluß 85 mit einer an diesen angeschlossenen Fernsteuerung 86, eine Tastatur- und Anzeigensteuerung 87, an die eine Tastatur-  
5 Anzeigetafel 88 angeschlossen ist.

Bei den Figuren 24 bis 31B handelt es sich um Flußdiagramme von Computerprogrammen, in denen der Betrieb des im Speicher 82 gespeicherten Programms dargestellt ist, mit dem  
10 der Mikroprozessor 81 und hierdurch die Steuerung 20 und das pneumatische System 70 betrieben werden. In Figur 24 ist ein PIMÄR-Modul 2400 dargestellt, welches die Gesamtgestaltung und den Betrieb des bevorzugten Programms zeigt. Das PIMÄR-Modul 2400 beginnt beim Schritt 2402 beim Einschalten, sobald die Stromversorgung 80 aktiviert wird. Das  
15 Programm führt dann das INITIALISIEREN-Modul 2500 (Figur 25) aus.

Im Schritt 2402 wird dann abgefragt, ob die Steuerungs-Betriebsart auf Ausatmen oder auf Einatmen eingestellt ist.  
20 Wenn sie auf Einatmen eingestellt ist, wird im Schritt 2404 dann abgefragt, ob die Steuerungs-Betriebsart eingestellt worden ist. Wenn nein, führt das Programm das EINATMEN-Modul 2700 (Figur 27) aus.

25 Wenn die Steuerungs-Betriebsart auf Ausatmen eingestellt worden ist im Schritt 2402, wird im Schritt 2406 dann abgefragt, ob die Steuerungs-Betriebsart eingestellt worden ist. Wenn nein, führt das Programm das AUSATMEN-Modul 2600  
30 (Figur 26) aus.

Wenn die Antworten in den Schritten 2404 oder 2406 ja sind oder beim Rücksprung von den AUSATMEN- und EINATMEN-Modulen 2500 und 2600, bewegt sich das Programm zum Schritt 2408,  
35 in dem abgefragt wird, welche Backup-Betriebsart ausgewählt

worden ist. Das Programm führt dann das ausgewählte Backup-Modul aus, welches in den Figuren 28 bis 31B dargestellt ist. Danach kehrt das Programm in einer Schleife zum Schritt 2402 zurück. Wie in Figur 24 gezeigt ist, durchläuft das Programm nach der Initialisierung entweder den

5 Einatem-Zweig oder den Ausatem-Zweig und stellt den jeweiligen Ausatem- und Einatemdruck ein. Dann geht es weiter in das ausgewählte Backup-Modul, welches bestimmt, ob eine Backup-Operation erforderlich ist.

10 In Figur 25 ist das INITIALISIEREN-Modul 2500 dargestellt, welches bei Schritt 2502 beginnt, in dem die gezeigten Variablen auf ihre dargestellten Anfangswerte gesetzt werden. Im Schritt 2504 wird dann die Drucksteuerungs-Betriebsart

15 auf Einatmen eingestellt und im Schritt 2506 wird das Steuerungs-Betriebsart-Flag gelöscht, welches anzeigt, daß die Steuerungs-Betriebsart noch nicht eingestellt worden ist.

20 In den Schritten 2508 und 2510 werden dann die Variablen für die Vorbelastungs-Durchflußmenge (Fbias) für Einatmen und für Ausatmen auf jene Beträge gesetzt, welche der Entlüftungs- oder Ausströmöffnung entsprechen, die in dem Mantel des bevorzugten Nasenkissens vorhanden sind, das für

25 die Verbindung mit den Luftwegen des Patienten verwendet wird. Im Schritt 2512 werden dann die vorgegebenen Druckeinstellungen ausgelesen, welche am Schalter 814 eingestellt worden sind (Figur 8).

30 Als nächstes wird im Schritt 2514 ein Softwareflag gesetzt, welches anzeigt, daß der nächste Analog/Digital-Interrupt Druckwandlerdaten liest (wenn es nicht gesetzt wird, liest der A/D-Interrupt Durchflußmengenmesser-Daten). Im Schritt

35 2516 wird dann sofort für den Druck eine A/D-Umwandlung durchgeführt.

5 Dann wird das Gebläse 18 auf eine Drehzahl beschleunigt, welche ausreicht, um die Vorgabe-Druckeinstellung zu erzeugen. Das Programm kehrt dann zum Schritt 2402 (Figur 24) zurück.

10 In Figur 26 ist das AUSATEM-Modul 2600 dargestellt, welches beginnt, wenn der Ausatem-Zweig des PRIMÄR-Moduls 2400 erfaßt, daß das Ausatem-Flag gesetzt ist. Das Modul 2600 beginnt beim Schritt 2602, welches den Patientendruck auf den Ausatem-Vorgabedruck einstellt. Im Schritt 2604 wird dann das Ausatem-Ventil 73 geöffnet, indem der Ausatem-Magnet 72 aktiviert wird.

15 Die Phasensteuerungsflags werden dann im Schritt 2606 zurückgesetzt und der Austastlückenzähler im Schritt 2608 gelöscht. Das Programm kehrt dann zum PRIMÄR-Modul zurück.

20 In Figur 27 ist ein EINATEM-Modul 2700 dargestellt, welches am Anfang des Einatmens beginnt und welches während des Einatmens des Patienten wiederholt ausgeführt wird. Das Modul 2700 beginnt beim Schritt 2702, welcher den Gesamtatmungszähler auf die Summe des Ausatemzählers und des Einatemzählers setzt. Wie hernach weiter erläutert ist, wird  
25 jedes Einatmen und jedes Ausatmen gezählt. In diesem Schritt wird die Summe dieser Zähler dazu verwendet, einen Wert zu bestimmen, welcher als Gesamtatmungszähler verwendet wird.

30 Im Schritt 2704 wird dann abgefragt, ob eine Backup-Betriebsart angezeigt worden ist, wie hiernach weiter erläutert ist. Wenn nein, berechnet der Schritt 2706, wie dargestellt ist, einen Wert für eine mittlere Atmung. Mit diesem Schritt wird die Atemgeschwindigkeit des Patienten  
35 aufgezeichnet. Wenn die Antwort im Schritt 2704 ja ist,



wird die mittlere Atemgeschwindigkeit gleich der vorhergehenden mittleren Atmung im Schritt 2708 gesetzt.

5 Nach den Schritten 2706 oder 2708 berechnet der Schritt 2710 das mittlere Atemvolumen entsprechend der dargestellten Formel. Im Schritt 2712 wird dann die maximale Dauer des Ausatmens bestimmt. Im Schritt 2714 wird ein Wert bestimmt, welcher den pneumatischen Lecks entspricht, welche während des Einatmens auftreten. Die Schritte 2710 bis 2714  
10 verwenden Werte für diese Berechnungen, welche weiter unten erläutert sind.

Im Schritt 2716 wird dann abgefragt, ob die augenblickliche Spitzenposition des Einlaßventils (BIV) des Gebläses kleiner als 100 ist. Wenn ja, dekrementiert der Schritt 2718  
15 die Gebläsedrehzahl. Mit anderen Worten: Wenn das Gebläse zuviel Luft zuführt, wird die Gebläsedrehzahl reduziert. Wenn die Antwort im Schritt 2716 nein ist oder nach Schritt 2718, wird im Schritt 2720 abgefragt, ob die momentane  
20 Spitzenposition (BIV) größer als 130 ist. Die Differenz zwischen 130 in diesem Schritt und 100 im Schritt 216 sorgt für einen Totbereich, so daß das Programm nicht ununterbrochen einem stabilen Wert hinterherjagt. Wenn die Antwort im Schritt 2720 ja ist, wird im Schritt 2722 abgefragt, ob die  
25 momentane Gebläsedrehzahl unterhalb der Maximaldrehzahl liegt. Wenn ja, inkrementiert der Schritt 2724 die Gebläsedrehzahl, so daß mehr Luft zugeführt wird.

Nach dem Schritt 2724 oder wenn die Antwort in den Schritten 2720 oder 2722 nein ist, wird im Schritt 2726 der Sollwert für die Drucksteuerung auf den Ausatem-Vorgabedruck  
30 eingestellt und im Schritt 2728 das Ausatemventil 73 dadurch geöffnet, daß der Ausatemmagnet 72 aktiviert wird. Die Phasensteuerungsflags werden dann im Schritt 2730 zurückgesetzt und das Flag der Variablen für die Spitzenposi-  
35

tion BIV wird im Schritt 2732 gelöscht. Als nächstes wird im Schritt 2734 der Austastlückenzähler gelöscht und das Programm kehrt zum Schritt 2408 zurück (Figur 24).

5 In den Figuren 28 bis 30 sind drei wählbare Backup-Betriebsarten dargestellt, welche ausgeführt werden, wenn innerhalb eines auf der Atmungsgeschwindigkeit basierenden Zeitlimits kein Einatmen festgestellt wird. In der CPAP-Betriebsart (Figur 28) wird der Druck auf einen konstanten  
10 Wert erhöht und gehalten. In der BPM-Backup-Betriebsart (Figur 29) wird der Patientendruck auf ein hohes Niveau erhöht und bis zum frühesten Auftreten eines erfaßten Ausatmens oder bis zu einem mit vorhergehenden Atemgeschwindigkeiten korrelierten Zeitpunkt gehalten. Die Patienten-  
15 Backup-Betriebsart (Figur 30) führt zu einem hohen Druck, welcher an den Patienten für einen festen Zeitraum angelegt wird, der nicht auf vorhergehenden Atemgeschwindigkeiten basiert, oder wenn ein Ausatmen erfaßt wird, je nachdem, was zuerst eintritt.

20 Zunächst wird auf Figur 28 eingegangen. Das CPAP-BACKUP-Modul 2800 beginnt am Schritt 2802, in dem abgefragt wird, ob der Backup-Test logisch wahr ist. In diesem Schritt wird insbesondere abgefragt, ob die Drucksteuerungs-Betriebsart  
25 auf Ausatmen eingestellt ist, ob das Backup-Flag gelöscht ist und ob der Zähler am Ausatem-Zeitgeber größer ist als der Mittelwert aus den letzten drei Ausatemperioden plus 5 Sekunden. Wenn alle diese Bedingungen wahr sind, dann ist die Antwort im Schritt 2802 ja. Dann bewegt sich das Pro-  
30 gramm zum Schritt 2804, in dem die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Einatmen eingestellt wird. Dann wird im Schritt 2806 das Backup-Flag auf logisch wahr gesetzt.

35 Wenn irgendeine der für den Schritt 2802 erforderlichen Bedingungen nicht erfüllt ist, dann ist die Antwort im

Schritt 2802 nein und das Programm bewegt sich zum Schritt 2808, in dem abgefragt wird, ob das Backup-Flag gesetzt ist. Wenn ja, wird im Schritt 2810 abgefragt, ob der Zähler am Backup-Zeitgeber größer ist als die minimal zulässige  
5 Zeit. Bei dieser handelt es sich in diesem Schritt um den Mittelwert der letzten drei Einatem-Perioden (siehe Schritte 2706 und 2708). Wenn die Antwort im Schritt 2810 ja ist, löscht der Schritt 2812 das Backup-Flag. Nach den Schritten 2806 oder 2812 oder wenn die Antwort in den Schritten 2808  
10 oder 2810 nein ist, kehrt das Programm zum Schritt 2408 (Figur 24) zurück.

Das BPM-BACKUP-Modul 2900 (Figur 29) beginnt beim Schritt 2902, in dem abgefragt wird, ob das Backup-Flag gelöscht  
15 ist. Wenn ja, wird im Schritt 2904 abgefragt, ob der Zähler des Einatem-Zeitgebers größer ist als oder gleich wie die maximal zulässige Einatemzeit. Diese beträgt 60 geteilt durch die BPM-Wahleinstellung. Durch diese Größe wird das feste Einatem-zu-Ausatmen-Verhältnis (typischerweise 1:1,5)  
20 zeitlich festgelegt. Wenn ja, wird im Schritt 2906 die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Ausatmen gesetzt und im Schritt 2908 das Backup-Flag auf logisch wahr gesetzt.

Wenn die Antwort im Schritt 2902 nein ist, wird im Schritt 2910 abgefragt, ob der Zähler am Backup-Zeitgeber größer  
25 als oder gleich wie eine minimal zulässige Zeit ist, bei der es sich um denselben Wert handelt wie jenem, der im Schritt 2904 bestimmt worden ist. Wenn ja, wird im Schritt 2912 das Backup-Flag gelöscht.

30 Wenn die Antwort im Schritt 2904 nein ist, wird im Schritt 2914 abgefragt, ob der Zähler des Ausatemzeitgebers größer ist als oder gleich wie eine maximal zulässige Ausatemzeit. Diese beträgt 60 geteilt durch die BPM-Einstellgröße ge-  
35 teilt durch das Einatem-/Ausatem-Verhältnis. Wenn ja, wird

im Schritt 2916 die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Einatmen eingestellt sowie im Schritt 2918 das Backup-Flag auf logisch wahr gesetzt. Nach den Schritten 2908, 2912 oder 2918 oder wenn die Antworten in den Schritten 2910 oder  
5 2914 nein sind, kehrt das Programm zum Schritt 2408 (Figur 24) zurück.

In Figur 30 ist ein PATIENTEN-BACKUP-Modul 3000 dargestellt, welcher beim Schritt 3002 beginnt. In diesem  
10 Schritt wird abgefragt, ob das Backup-Flag gelöscht ist. Wenn ja, bewegt sich das Programm zum Schritt 3004, in dem abgefragt wird, ob der Zähler für den Einatemzeitgeber größer als oder gleich wie die Zeitdauer des letzten Einatmens ist. Wenn ja, wird im Schritt 3006 die Drucksteuerungs-  
15 Betriebsart auf Ausatmen eingestellt und im Schritt 3008 das Backup-Flag auf wahr gesetzt.

Wenn die Antwort im Schritt 3002 nein ist, wird im Schritt 3010 abgefragt, ob der Zähler am Backup-Zeitgeber größer  
20 als oder gleich wie die minimal zulässige Zeit ist, bei der es sich um die letzte Einatemzeit handelt, wie sie vom Einatemzähler bestimmt worden ist (siehe Schritt 3158). Wenn ja, wird im Schritt 3012 das Backup-Flag gelöscht.

25 Wenn die Antwort im Schritt 3004 nein ist, wird im Schritt 3014 abgefragt, ob der Zähler des Ausatem-Zeitgebers größer ist als oder kleiner wie die Zeitdauer des letzten Ausatmens. Wenn ja, wird im Schritt 3016 die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Einatmen eingestellt und im Schritt 3018  
30 dann das Backup-Flag auf logisch wahr gesetzt. Nach den Schritten 3008, 3012 oder 3018 oder wenn die Antworten in den Schritten 3010 oder 3014 nein sind, kehrt das Programm zurück zum Schritt 2408 (Figur 24).

000500

In den Figuren 31A bis 31B ist das A/D-Interrupt-Modul 3100 dargestellt, welches alle 14 Millisekunden ausgeführt wird. Dieses Modul beginnt beim Schritt 3102, in dem abgefragt wird, ob die letzte Umwandlung für Druck oder für die  
5 Durchflußmenge ausgeführt worden ist. Wenn sie für Druck durchgeführt worden ist, wird im Schritt 3104 der A/D-Wert für den Drucksensor 38 zurückgeladen. Dieser Wert war zuvor während der letzten Umwandlung für den Druck gespeichert worden. Im Schritt 3106 wird dann die A/D-Umwandlung für  
10 den Durchflußmengensensor 76 initiiert und der Interrupt beendet.

Wenn die letzte Umwandlung für die Durchflußmenge war, wie im Schritt 3102 bestimmt, dann wird im Schritt 3108 der zu-  
15 vor gespeicherte Wert des Durchflußmengensensors zurückgeladen. Dieser Wert wird dann gemäß den im Speicher gespeicherten Tabellenwerten linearisiert, welche empirisch für den speziellen Patienten-Pneumatikschlauch 26 entwickelt worden sind, welcher verwendet wird. In der Praxis umfassen  
20 die Einheiten Standard-Schlauchverbindungen, so daß die Tabellenwerte nicht von neuem entwickelt werden müssen.

Im Schritt 3112 wird dann der Druckabfall im Patientenschlauch 26 auf der Basis einer linearen Strömung bestimmt.  
25 Dies erfolgt mit Hilfe von den Fachleuten bekannten Verfahren. Die Druckabweichung vom Vorgabe-Sollwert wird dann im Schritt 3114 bestimmt. Bei dieser Abweichung handelt es sich um den Druckfehler ( $P_e$ ), welcher bestimmt wird, in dem der Druckabfall vom Vorgabe-Sollwert abgezogen wird. Beim  
30 Druckabfall handelt es sich um den Druck an der Nase des Patienten ( $P_n$ ) minus dem Druckabfall ( $P_{drop}$ ) im Schlauch bei der Strömungsgeschwindigkeit.

Im Schritt 3116 wird dann abgefragt, ob der Druckfehler  
35 größer als 2 ist. Wenn ja, wird im Schritt 3118 das Geblä-

- se-Einlaßventil 46 um eine Stellung geöffnet. Wenn die Antwort auf Schritt 3116 nein ist, wird im Schritt 3120 abgefragt, ob der Druckfehler kleiner als -2 ist. Wenn ja, wird im Schritt 3122 das Gebläse-Einlaßventil 46 um eine Stellung geschlossen. Die Spanne zwischen plus 2 im Schritt 3116 und -2 im Schritt 3120 sorgt für einen Totbereich, welcher verhindert, daß einer stabilen Position nachgejagt wird.
- 10 Nach den Schritten 3118 oder 3122 oder wenn die Antwort im Schritt 3120 nein ist, bewegt sich das Programm zum Schritt 3124, welcher die Variable "Volumensumme" mit dem aktuellen Durchflußmengenwert inkrementiert. Auf diese Weise wird das Gesamtvolumen, welches an den Patienten abgegeben wird, bestimmt, indem die Summe von periodisch gespeicherten momentanen Durchflußmengen, die an den Patienten abgegeben werden, addiert wird. Diese Werte werden bei gleichen Zeitintervallen bestimmt, so daß das abgegebene Gesamtvolumen gleich der Summe der Durchflußmengenwerte ist.
- 15
- 20 Im Schritt 3126 wird dann der Zähler des Backup-Zeitgebers um eins inkrementiert. Anschließend wird im Schritt 3128 der Abtastzähler und der Austastlückenzähler jeweils um eins inkrementiert. Im Schritt 3130 wird dann abgefragt, ob das Backup-Flag gesetzt ist. Wenn ja, wird im Schritt 3132 der Backup-Zeitgeber um eins inkrementiert.
- 25
- 30 Wenn die Antwort im Schritt 3130 nein ist, wird im Schritt 3134 (Figur 31B) abgefragt, ob der Austastlückenzähler größer als eine vorgegebene zulässige Grenze ist (vorzugsweise 1,4 Sekunden, was 100 Zählern des alle 0,014 Sekunden erfolgenden Interrupt-Rücksprungs entspricht). Wenn die Antwort im Schritt 3134 ja ist, wird im Schritt 3136 abgefragt, ob die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Ausatmen eingestellt ist. Wenn ja, wird im Schritt 3138 abgefragt, ob
- 35

der momentane Durchflußmengenwert größer ist als oder  
gleich wie die Ausatem-Durchflußmengen-Vorbelastung (die  
festgelgte Menge an Luft, welche durch die Entlüftungsöff-  
nung verloren geht) plus der Leckagemenge, welche während  
5 des Einatmens auftritt.

Wenn die Antwort im Schritt 3138 ja ist, wird im Schritt  
3140 der Prx, bei dem es sich um die Steuerungs-Betriebsart  
handelt, auf Einatmen gesetzt. Im Schritt 3142 wird dann  
10 der Austastlückenzähler gelöscht, im Schritt 3144 der mo-  
mentane Abtastzähler gespeichert und im Schritt 3146 der  
Abtastzähler gelöscht.

Wenn die Antwort im Schritt 3136 nein ist, wird im Schritt  
15 3148 abgefragt, ob die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Ein-  
atmen gesetzt ist. Wenn ja, wird im Schritt 3150 abgefragt,  
ob die momentane Durchflußmenge kleiner ist als oder gleich  
der Entlüftungs-Durchflußmengen-Vorbelastung während des  
Einatmens plus der Leckage während des Ausatmens. Wenn die-  
20 se Bedingung den Wert wahr hat, wird im Schritt 3152 das  
Prx-Steuerungs-Betriebsart-Flag auf Ausatmen gesetzt. Im  
Schritt 3154 wird dann der Austastlückenzähler gelöscht,  
und danach wird im Schritt 3155 der Volumensummenzähler ge-  
löscht und im Schritt 3156 werden momentane Wert für die  
25 Volumensumme gespeichert. Im Schritt 3156 wird dann die Va-  
riable Volumensumme auf Null zurückgesetzt, im Schritt 3158  
der momentane Abtastzähler gespeichert und im Schritt 3106  
der Abtastzähler gelöscht.

30 Wenn die Antworten in den Schritten 3130, 3134 bis 3138  
oder 3148 bis 3150 nein sind, oder nach den Schritten 3146.  
oder 3160, bewegt sich das Programm zum Schritt 3162, wel-  
cher eine A/D-Umwandlung für den Druckwandler initiiert.  
Dann endet das A/D-INTERRUPT-Modul 3100.

03.05.00

ANHANG 1

AKTIONSTABELLE

Geräuschstatus-Übergangsmatrix

<u>Nach: (neu)</u>				<u>0</u>	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>
Von:	Hoch			0	0	0	0	1	1	1	1
	Mittel	0		0	1	1	0	0	1	1	
	(alt) niedrig	0		1	0	1	0	1	0	1	
0	0	0	0	0	1	2	3	4	5	6	7
1	0	0	1	8	9	10	11	12	13	14	15
2	0	1	0	16	17	18	19	20	21	22	23
3	0	1	1	24	25	26	27	28	29	30	31
4	1	0	0	32	33	34	35	36	37	38	39
5	1	0	1	40	4	42	43	44	45	46	47
6	1	1	0	48	49	50	51	52	53	54	55
7	1	1	1	56	57	58	59	60	61	62	63

Status Beschreibung der Kommentare

0 -	kein Geräusch	
1 -	leichtes Schnarchen	[ssnore]
2 -	sonstiges (Sprechen)	[other]
3 -	heftiges Schnarchen	[tsnore]
4 -	Beginn der Befreiung von einer Obstruktion	[sclob]
5 -	teilweise Obstruktion	[parob]
6 -	Befreien von einer Obstruktion	[clob]
7 -	rauhes Schnarchen	[rsnore]



03.05.00

Übergang	Aktion	Kommentare
0	Vermindern	keine Geräusche
151	Erhöhen	Start von ssnore
2	keine	Start von other
3	Erhöhen	Start von tsnore
4	Erhöhen	Start von sclob
205	Erhöhen	Start von parob
6	Erhöhen	Start von clob
7	Erhöhen	Start von rsnore
8	keine	Ende von ssnore
259	Erhöhen	Ssnore dauert an
10	keine	Ende von ssnore
11	Erhöhen	ssnore nach tsnore - verengt sich Luftweg?
12	Erhöhen	Verengt sich Luftweg?
13	Erhöhen	Verengt sich Luftweg?
14	Erhöhen	Verengt sich Luftweg?
15	Erhöhen	Verengt sich Luftweg?
16	keine	Ende von other
17	Erhöhen	Öffnet sich Luftweg?
18	keine	other
19	Erhöhen	wahrscheinlich weiter tsnore
20	Erhöhen	clob
21	Erhöhen	clob
22	Erhöhen	clob
23	Erhöhen	Rsnores
24	keine	Ende von tsnore
25	Erhöhen	tsnore nach ssnore

03.05.00

26	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Sinkt Luftstrom?
27	Erhöhen	Tsnore
28	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Steigt Luftstrom?
29	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Steigt Luftstrom?
30	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Steigt Luftstrom?
31	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Steigt Luftstrom?
32	keine	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
33	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
34	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
35	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
36	keine	
37	Erhöhen	
38	Erhöhen	
39	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
40	keine	
41	Erhöhen	
42	Erhöhen	
43	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
44	Erhöhen	
45	Erhöhen	teilweise behindertes Schnarchen
46	Erhöhen	
47	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
48	keine	
49	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
50	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
51	Erhöhen	Luftweg öffnet sich, Luftstrom sinkt
52	Erhöhen	Luftstrom steigt

03.05.00

53	Erhöhen	
54	Erhöhen	
55	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
56	keine	
57	Erhöhen	Luftweg öffnet sich
58	Erhöhen	Luftstrom sinkt
59	Erhöhen	Luftweg öffnet sich
60	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Steigt Luftstrom?
61	Erhöhen	
62	Erhöhen	
63	Erhöhen	

Schutzansprüche

- 5 1. Vorrichtung, mit der die Durchgängigkeit des Luftwegs  
eines Patienten bestimmt wird, bei dem ein Atmungszyk-  
lus mit Einatem- und Ausatemphasen vorliegt, welche  
eine Einrichtung (10) umfaßt, mit der ein atembares  
10 Gas aus einer Atemgasquelle (18) unter steuerbarem  
Druck mindestens einem Abschnitt des Luftwegs des Pa-  
tienten zugeführt wird, gekennzeichnet durch:
- eine Einrichtung (700), welche den Atmungsstrom und  
den Atmungsdruck des Patienten erfaßt und Signale er-  
15 zeugt, welche einem Strom und einem Druck entsprechen,  
die im wesentlichen gleichzeitig vorliegen;
- eine Signalverarbeitungseinrichtung (802), welche die  
Signale empfängt, auf diese anspricht und die Atmungs-  
20 admittanz des Patienten aus dem Strom und dem Druck  
bestimmt, die im wesentlichen gleichzeitig vorliegen;  
und
- eine Einrichtung (20), welche den Druck in Überein-  
stimmung mit der Admittanz steuert, wobei die Signal-  
25 verarbeitungseinrichtung (802) eine Einrichtung um-  
faßt, mit der die Admittanz als Quotient aus Strom ge-  
teilt durch Druck bestimmt wird.
- 30 2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der das atembare Gas  
Umgebungsluft umfaßt.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die Erfassungs-  
einrichtung (700) einen Stromsensor umfaßt, welcher

den Atmungsstrom des Patienten erfaßt und diesem entsprechende Signale erzeugt.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, bei welcher die Erfassungseinrichtung (1800) für den Strom einen Differentialdruck-Stromsensor (1804) umfaßt.
- 5.
5. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die Erfassungseinrichtung (1800) eine Druckerfassungseinrichtung (1806) umfaßt, mit der der Druck des atembaren Gases erfaßt wird, welches an den Patienten abgegeben wird.
- 10
6. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die Signalverarbeitungseinrichtung (802) umfaßt:
- 15
- eine Einrichtung, welche mindestens ein Admittanzmuster in einem Speicher speichert, welches sich aus einer Mehrzahl von Admittanzen zusammensetzt;
- 20
- eine Einrichtung, welche einen Satz von Admittanzen des Patienten speichert; und
- eine Einrichtung, welche den Admittanzsatz mit dem mindestens einen gespeicherten Admittanzmuster vergleicht.
- 25
7. Vorrichtung nach Anspruch 6, bei der die Speichereinrichtung eine Mehrzahl von gespeicherten Mustern umfaßt, wobei die Steuereinrichtung eine Einrichtung umfaßt, mit der bestimmt wird, welches der Muster dem Admittanzsatz am nächsten kommt, wobei das am nächsten kommende Muster die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten darstellt.
- 30
- 35

- 5 8. Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der die Steuereinrichtung eine Einrichtung umfaßt, mit der der Druck in Übereinstimmung mit dem am nächsten kommenden Muster gesteuert wird.
- 10 9. Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der die Muster normierte Amplituden und Zeitbasen aufweisen und die Steuereinrichtung eine Einrichtung umfaßt, mit der die Amplitude und die Zeitbasis der Atmungsadmittanz in Übereinstimmung mit den gespeicherten Mustern normiert wird.
- 15 10. Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der die Steuereinrichtung eine Speichereinrichtung umfaßt, die Druckwechseldaten in Verbindung mit dem jeweiligen Muster speichert, wobei die Steuereinrichtung eine Einrichtung umfaßt, welche den Druck des atembaren Gases in Übereinstimmung mit den Druckwechseldaten steuert, welche zu dem am nächsten kommenden Muster gehören.
- 20 11. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die Admittanz als eine Funktion des Stroms und des Drucks während des Einatmens des Patienten bestimmt wird.
- 25 12. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 7, bei welcher die Steuereinrichtung einen Mikroprozessor (802) umfaßt.
- 30 13. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die Signalverarbeitungseinrichtung (802) eine Einrichtung umfaßt, welche schnelle Fouriertransformationen verwendet, um die Daten, die dem Strom und dem Druck entsprechen, zu verarbeiten.
- 35 14. Verfahren zur Bestimmung der Durchgängigkeit des Luftwegs eines Patienten, wobei der Patient einen Atemzy-

klus mit Einatem- und Ausatemphasen zeigt, dadurch gekennzeichnet, daß es folgende Schritte umfaßt:

- 5 Verwendung einer Erfassungseinrichtung (700), welche wiederholt eine Mehrzahl von Atmungsströmen und Atmungsdrücken des Patienten, welche im wesentlichen gleichzeitig auftreten, während einer Einatemphase des Patienten erfaßt und Signale erzeugt, welche diesen entsprechen;
- 10 Verwendung einer Signalverarbeitungseinrichtung (802), welche die Signale empfängt und auf diese so anspricht, daß ein Satz von Admittanzen des Patienten aus den Strom und Drücken bestimmt und die Admittanzdaten, die dem Admittanzsatz entsprechen, in einer Speichereinrichtung gespeichert wird, und die Verwendung der Signalverarbeitungseinrichtung dazu, die Admittanzen als den Quotienten aus Strom geteilt durch Druck zu bestimmen;
- 20 Vergleichen der Admittanzdaten in der Signalverarbeitungseinrichtung mit vorgegebenen Admittanzmustern, die in der Speichereinrichtung gespeichert sind; und
- 25 Bestimmen des den Admittanzdaten am nächsten kommenden Admittanzmusters in der Signalverarbeitungseinrichtung, wobei das am nächsten kommende Muster die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten während der Phase darstellt.
- 30
15. Verfahren nach Anspruch 14, bei dem der Schritt, in dem die Admittanzdaten bestimmt werden, den Schritt der Verwendung schneller Fouriertransformationen umfaßt, um die Daten zu verarbeiten, die den Strom und
- 35 den Druck darstellen.

16. Verfahren nach Anspruch 14, welches die folgenden Schritte umfaßt:

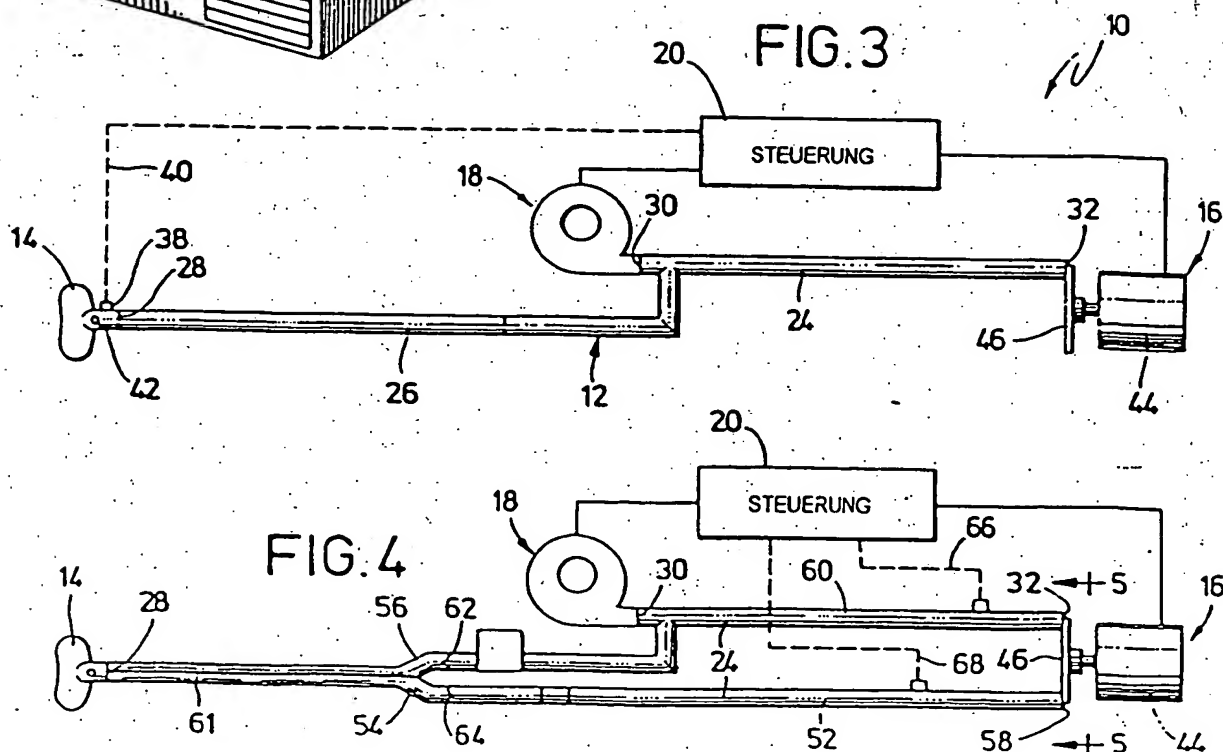
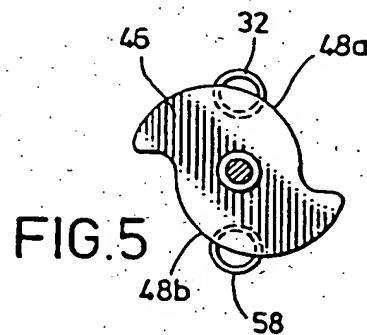
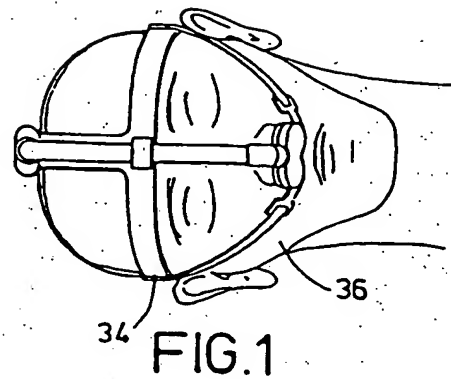
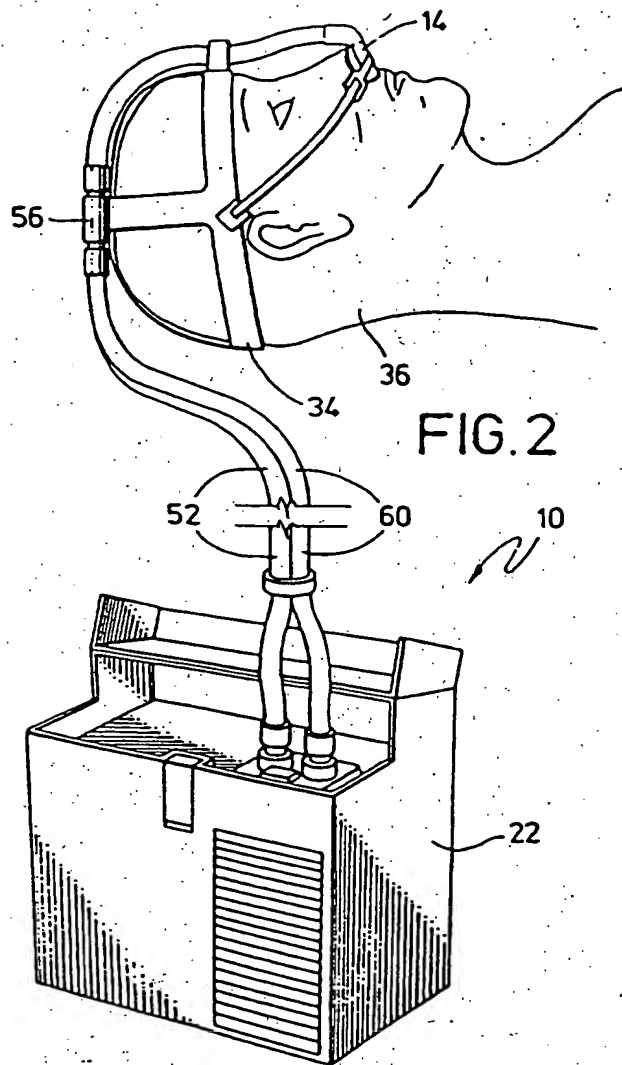
5       Versorgen des Patienten mit einem atembaren Gas aus einer Atemgasquelle (10) unter einem steuerbaren Druck an mindestens einen Abschnitt des Luftwegs des Patienten; und

10       Steuern des Gasdrucks in Übereinstimmung mit der Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten;

      Ausführen eines Arbeitsschritts gemäß dem Muster, welches den Admittanzdaten am nächsten kommt.

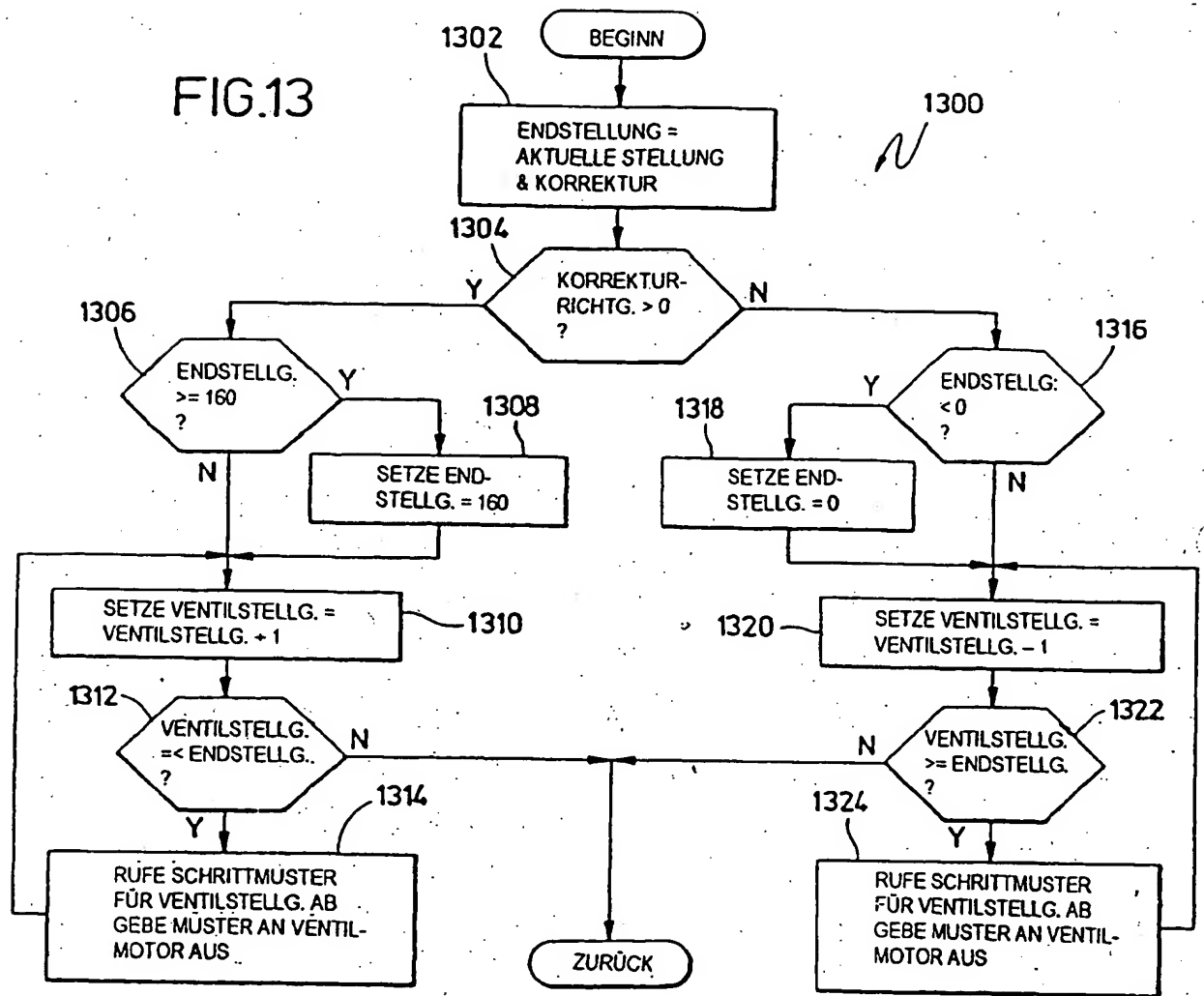
15





03.05.00

FIG.13



ATEM-  
ZYKLUS-  
STROM

NASEN-  
DRUCK

VENTIL-  
STELLUNG

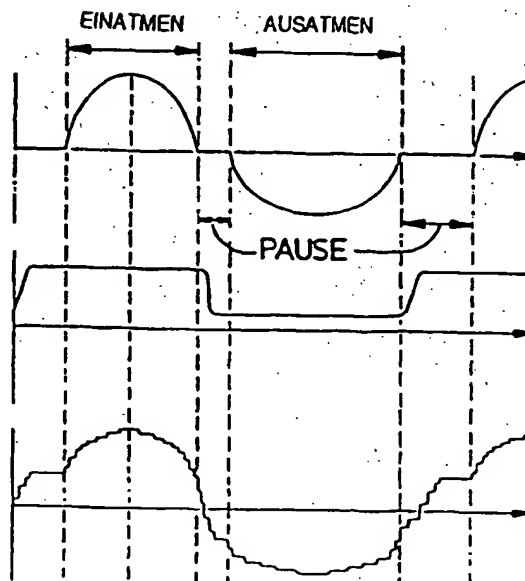


FIG.6

03.05.00

FIG.7

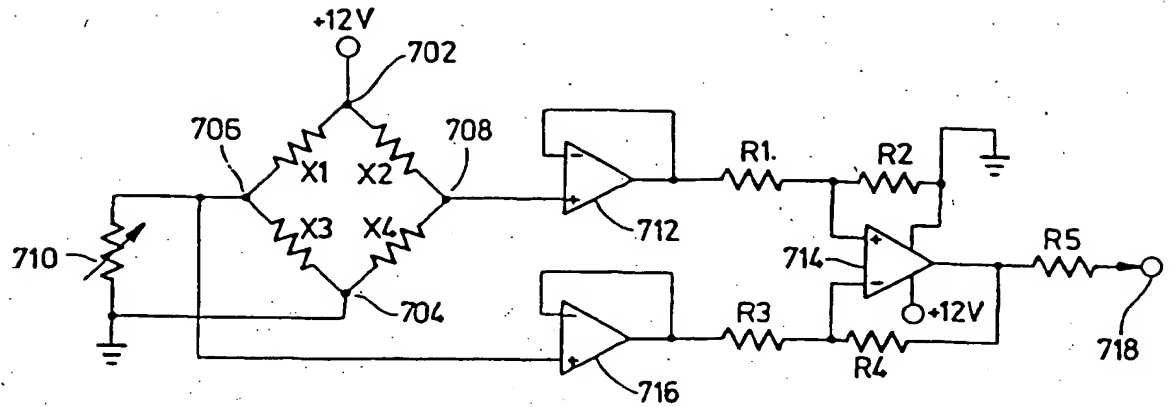


FIG.11

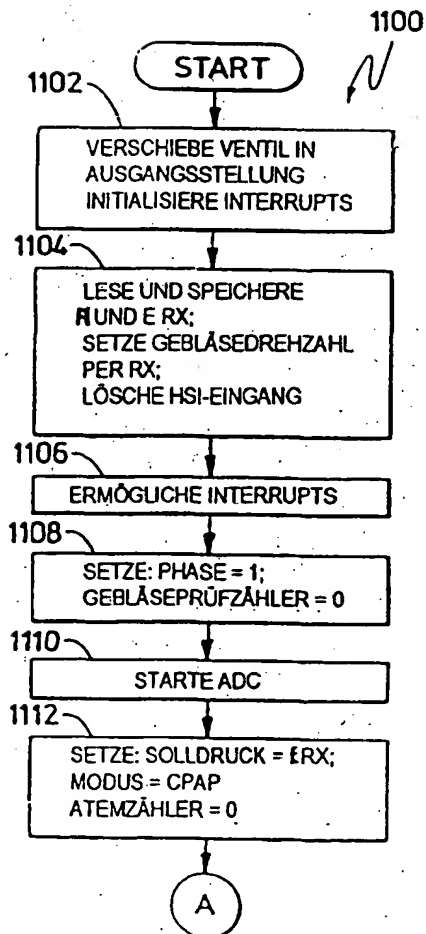


FIG.14

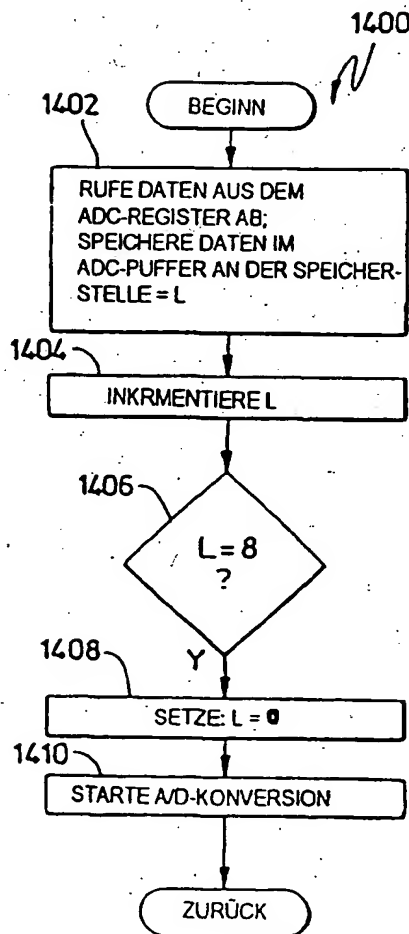


FIG.15

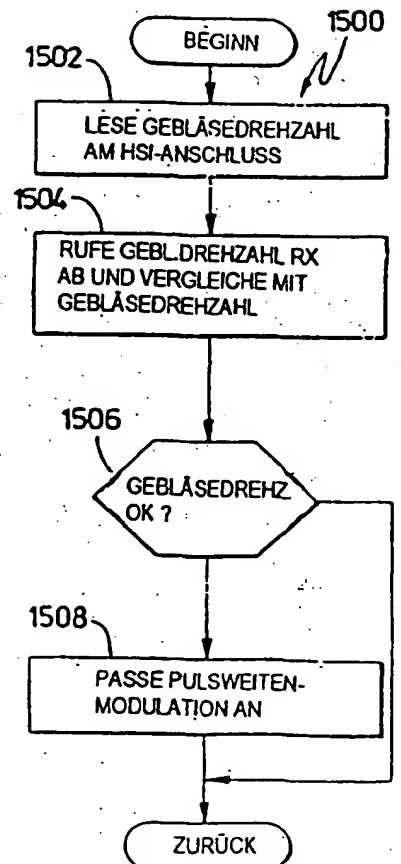
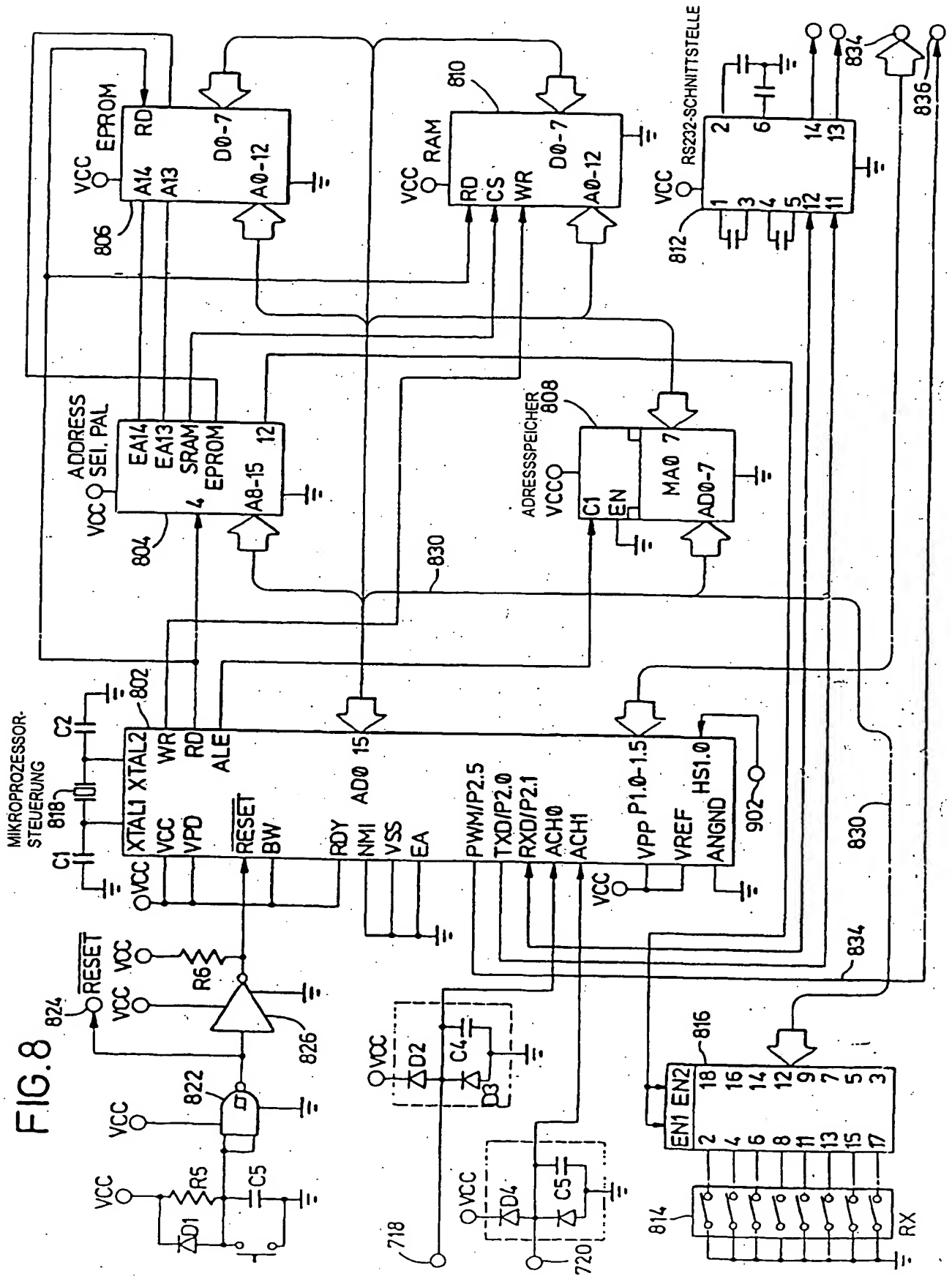


FIG. 8



03.08.00

FIG.10

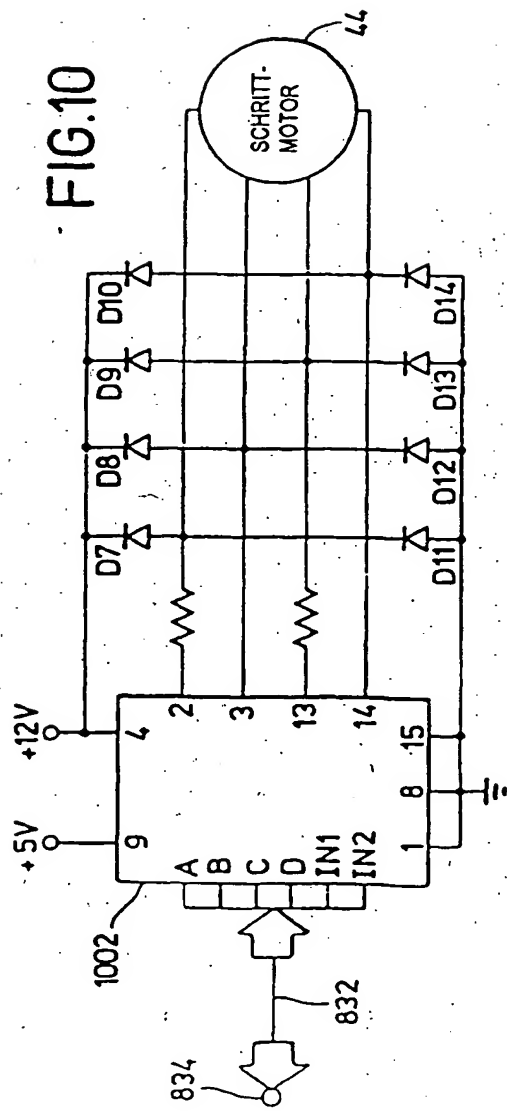
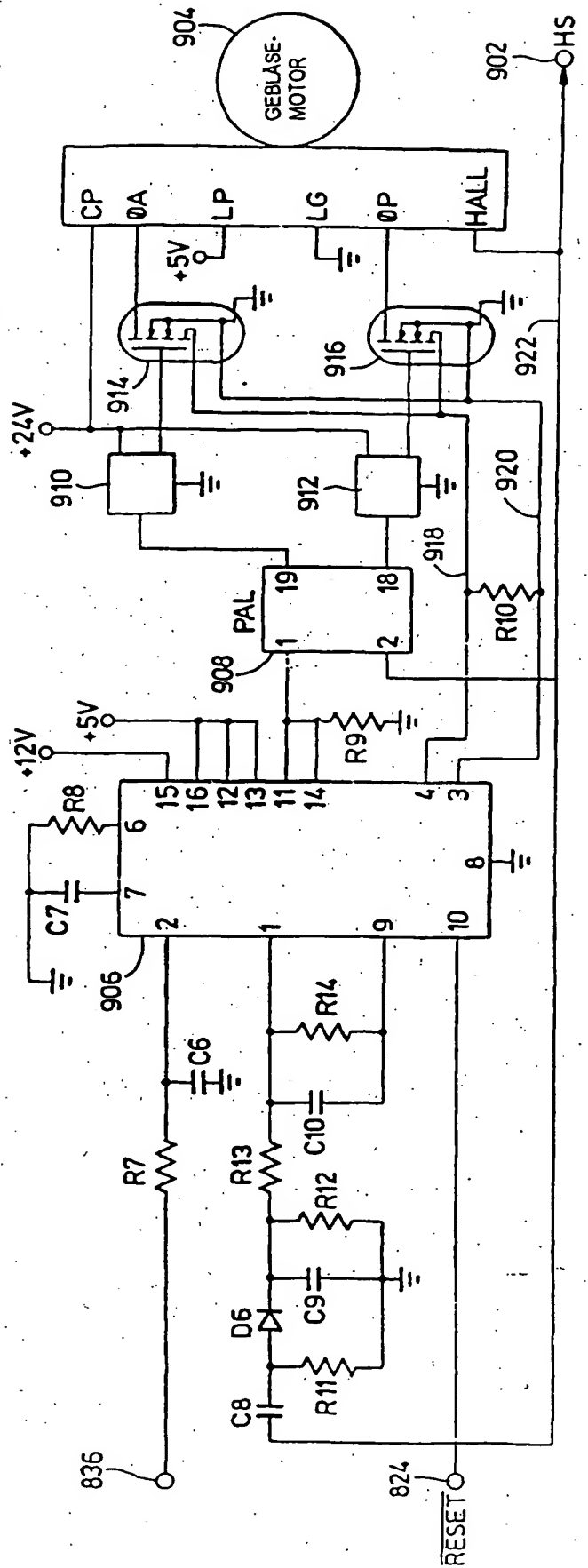


FIG.9



03.05.00

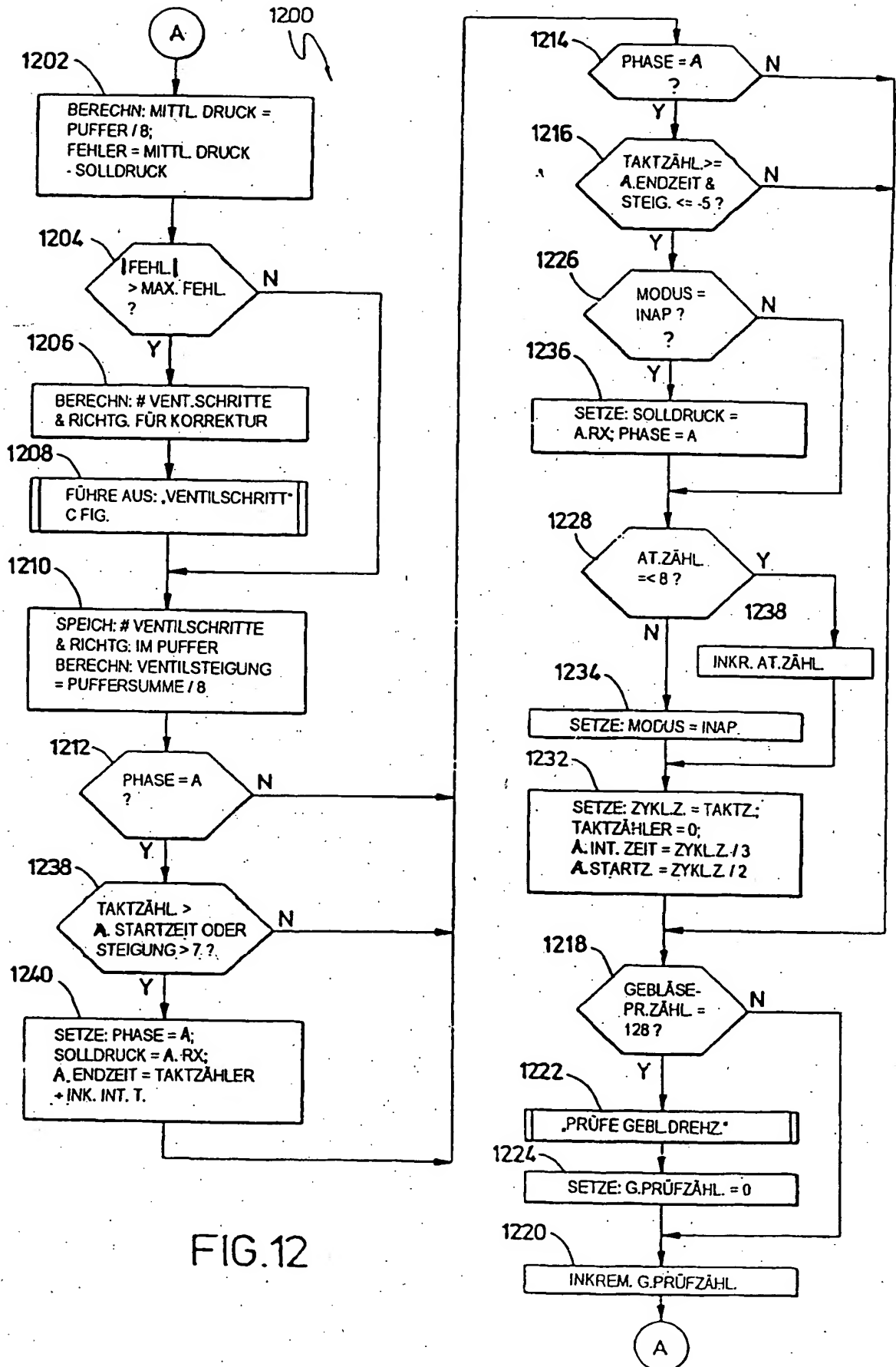
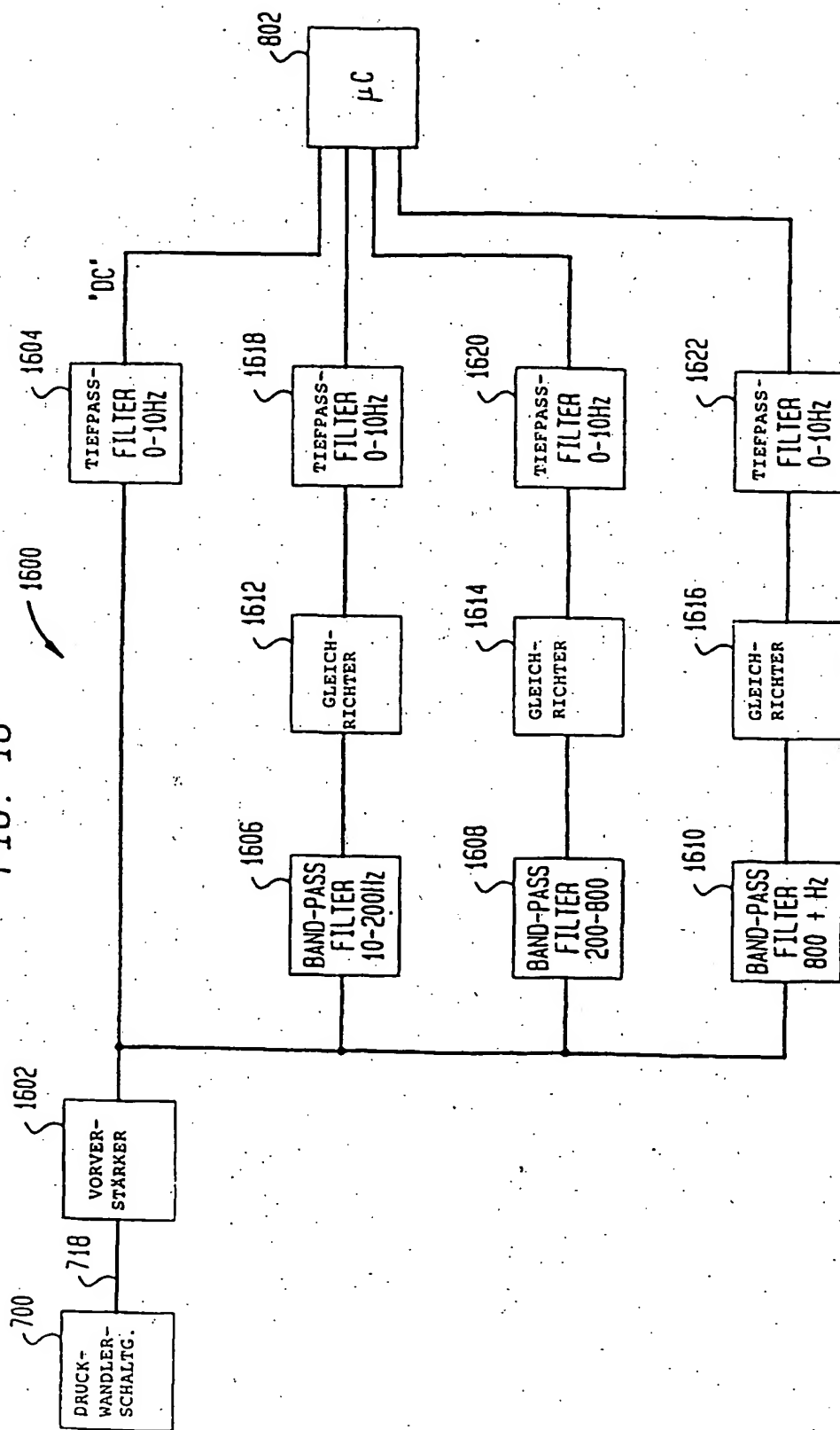


FIG. 12

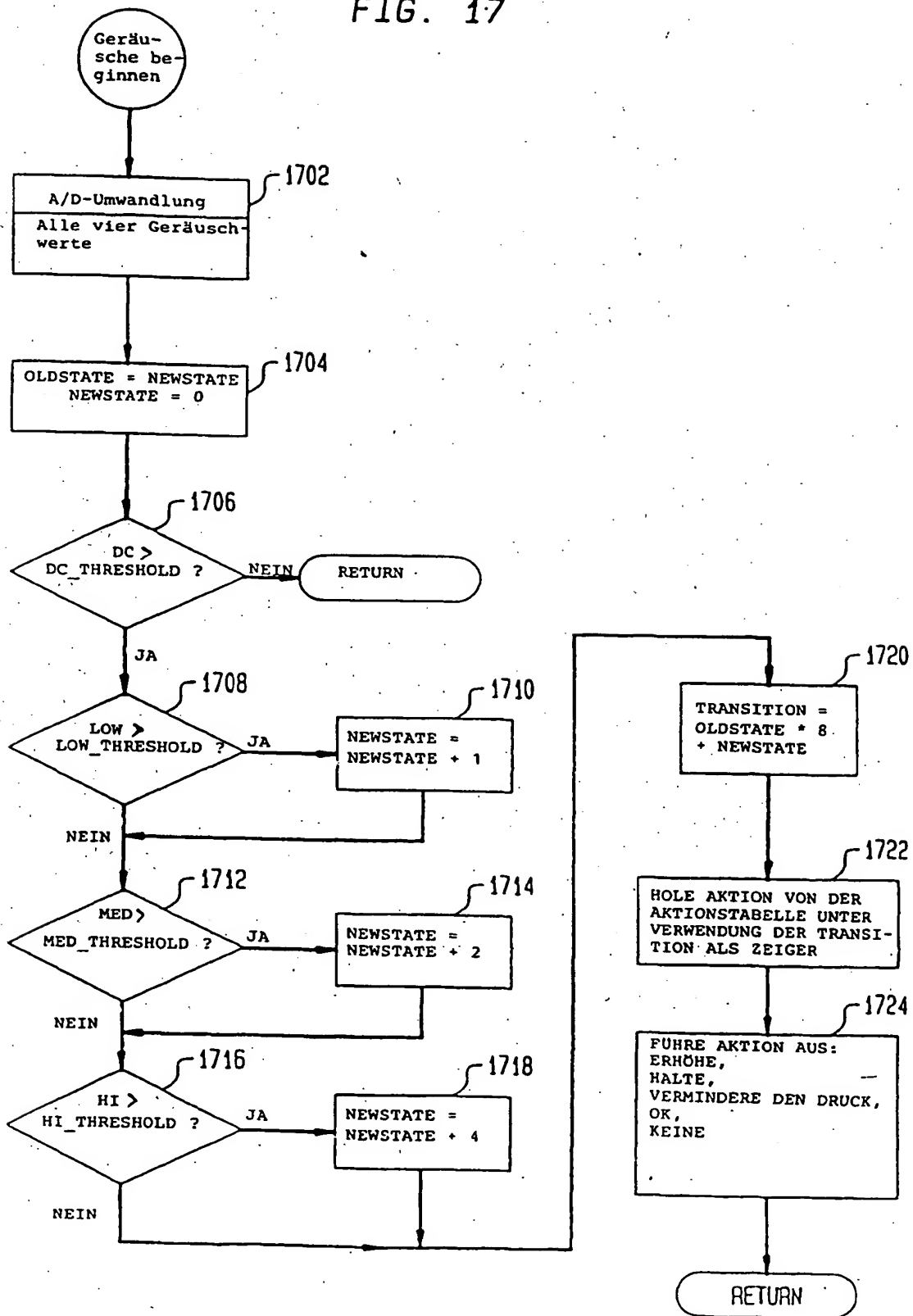
00000000

FIG. 16



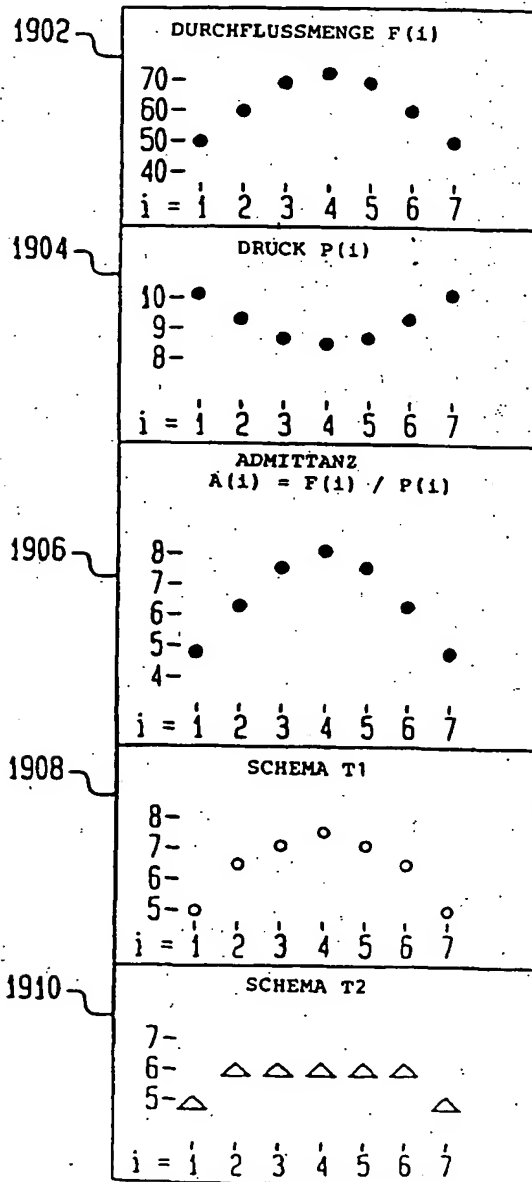
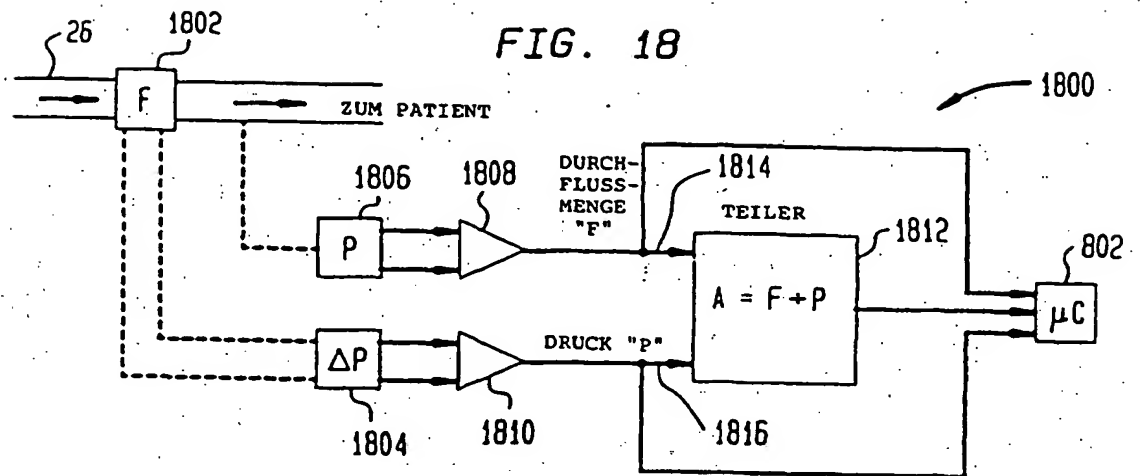
03.05.00

FIG. 17



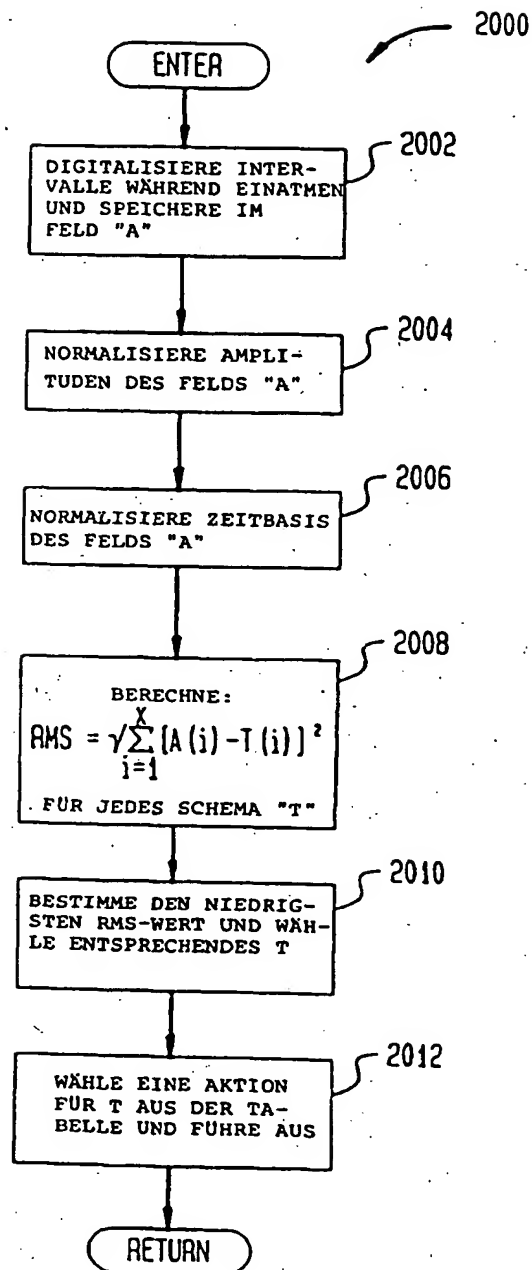


03.05.00



03.05.00

FIG. 20



00:05:00

FIG. 21

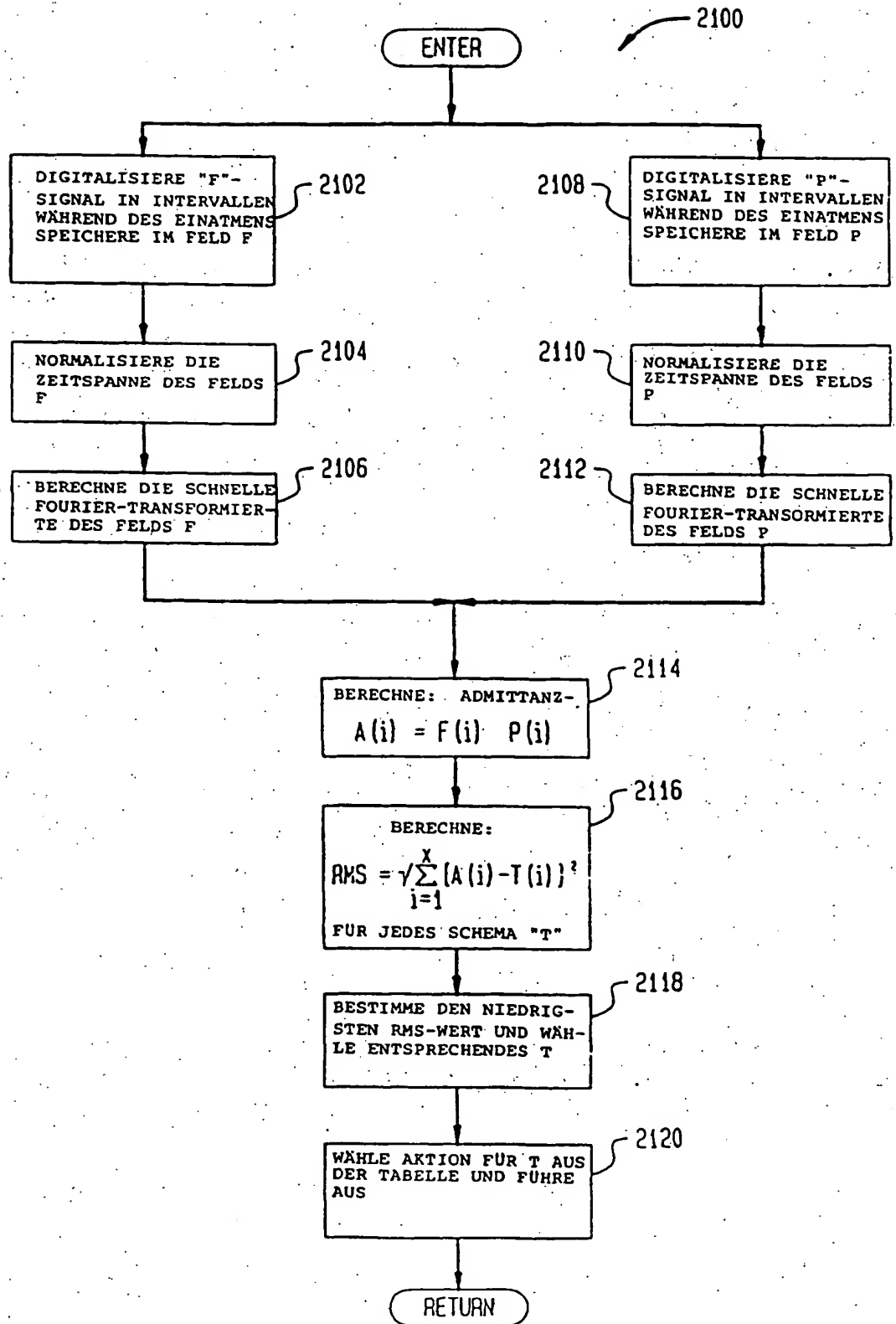
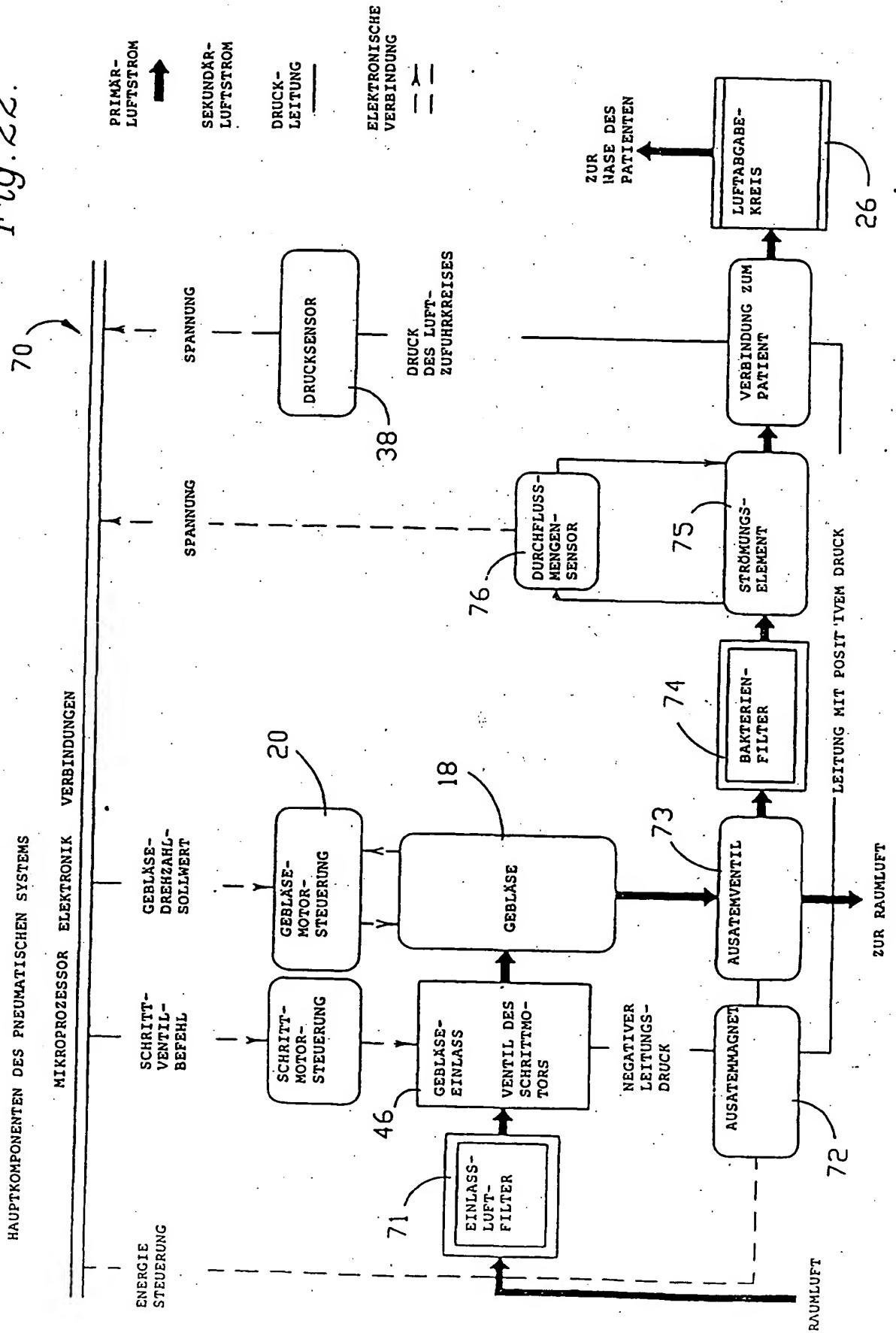


Fig. 22.



03.05.00

# HAUPTBESTANDTEILE DER MIKROPROZESSOR-ELEKTRONIK

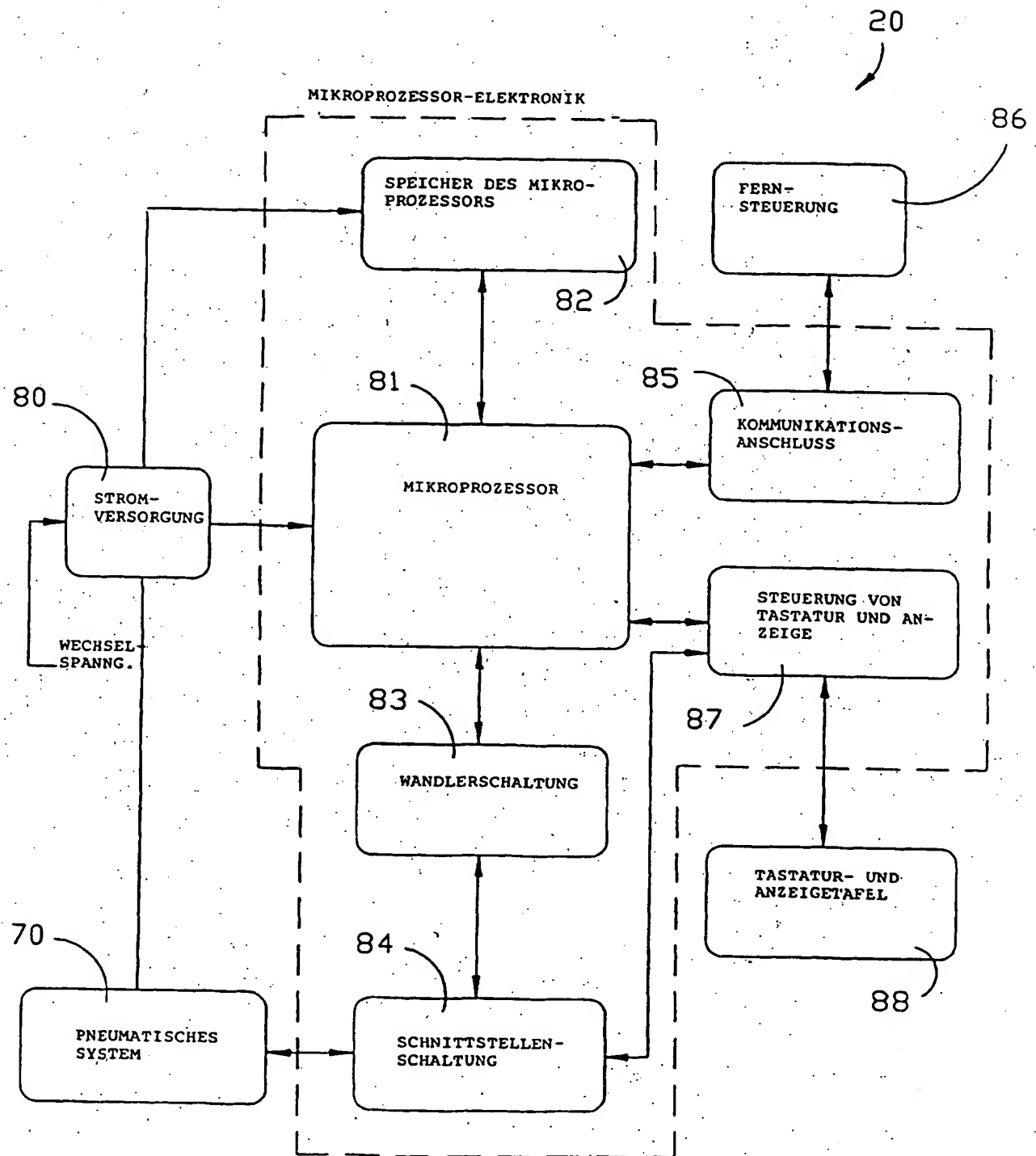
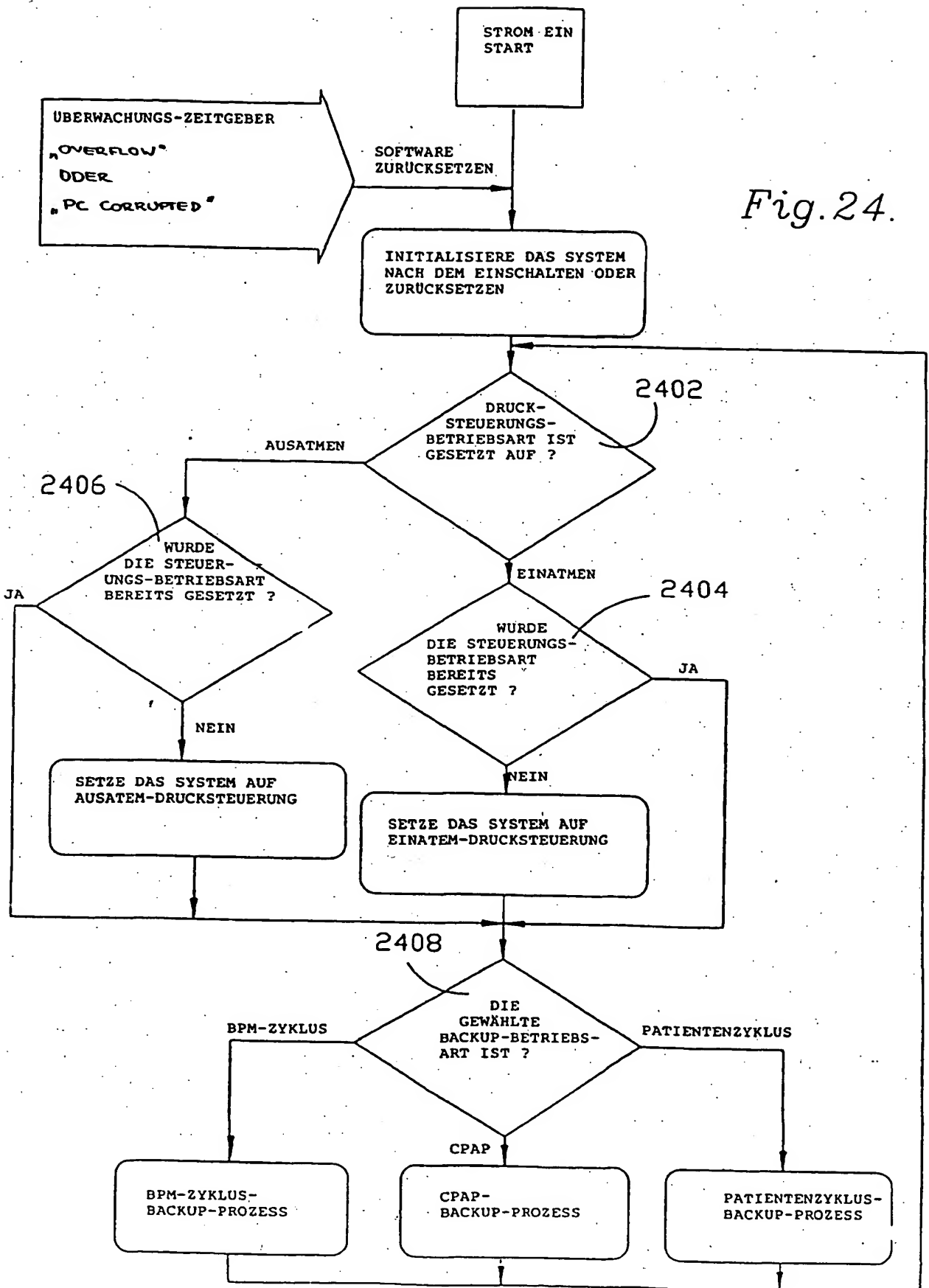


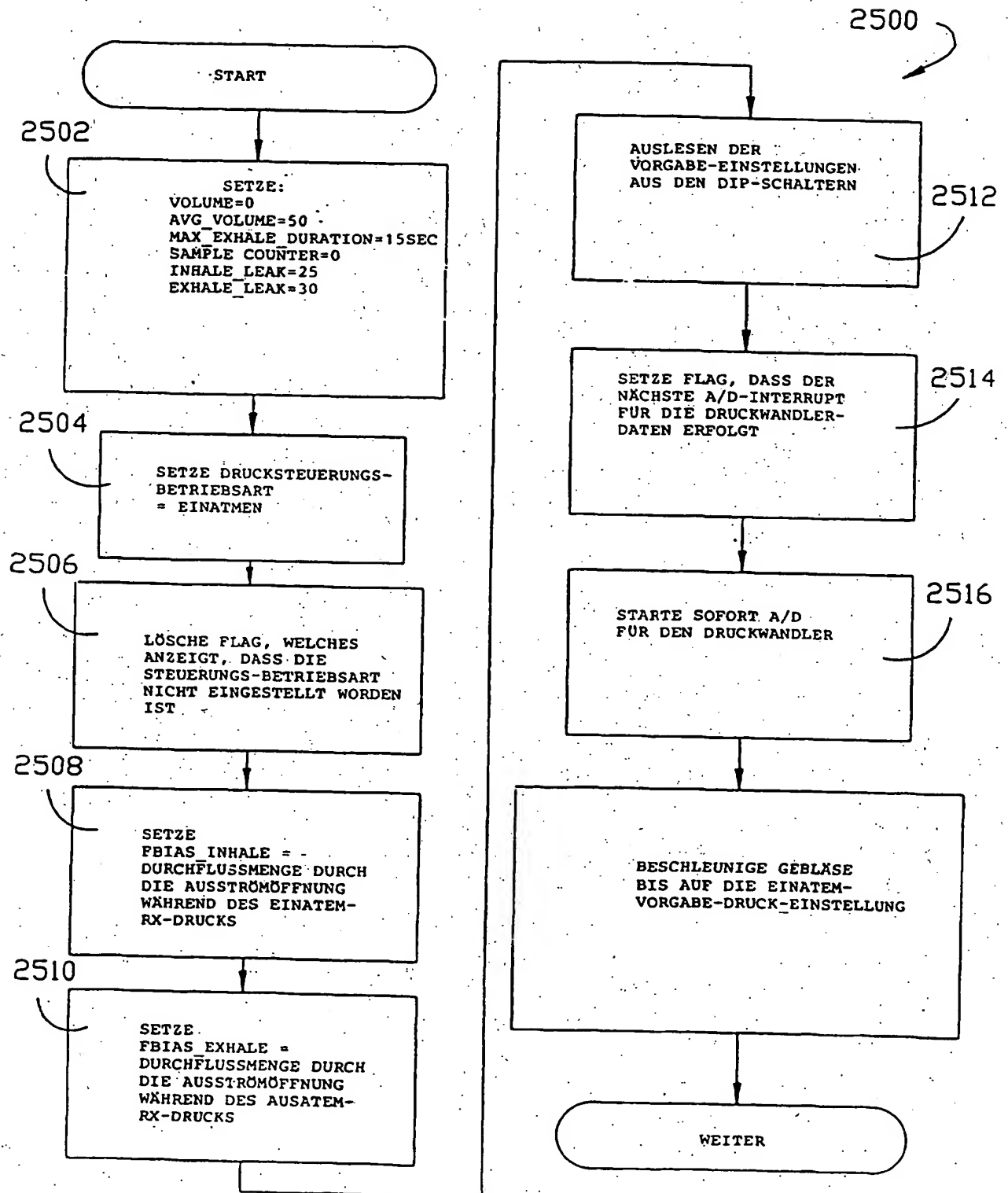
FIG. 23

03.05.00



03.05.00

Fig. 25



03.05.00

# Steuerung des AUSATEM-DRUCKS

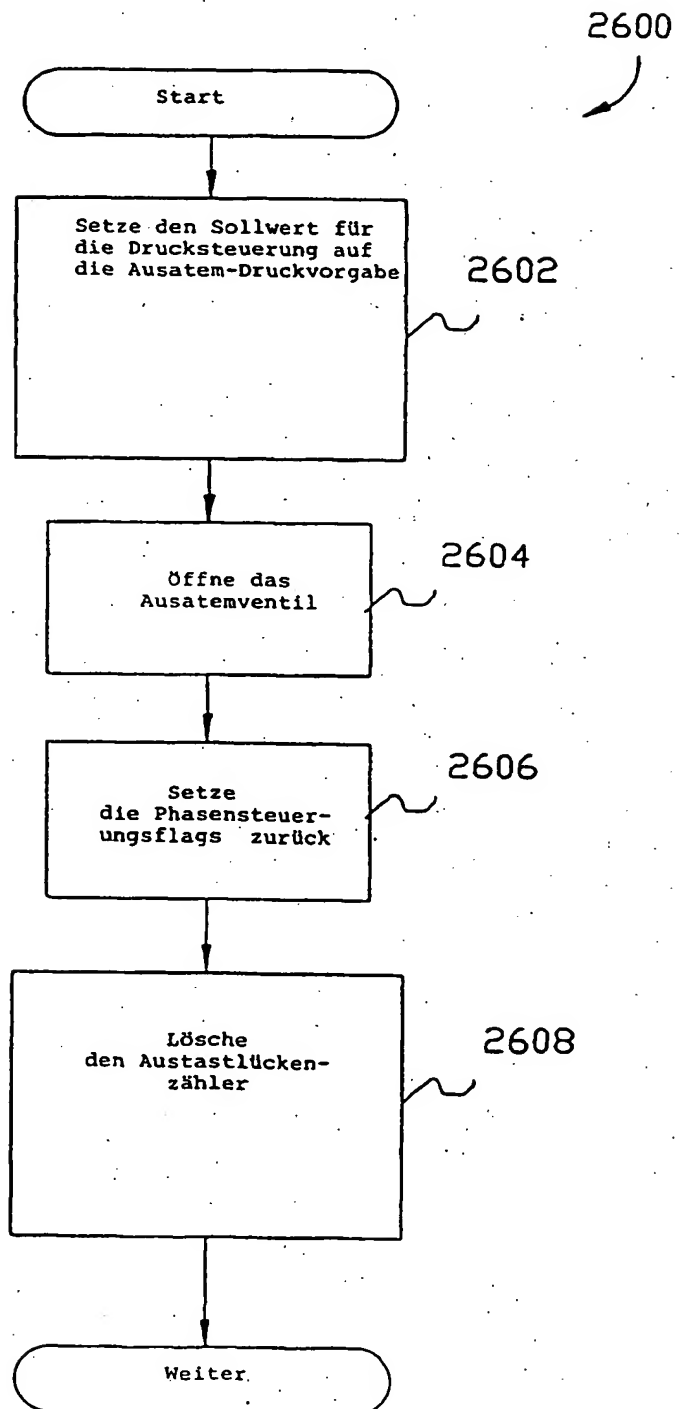
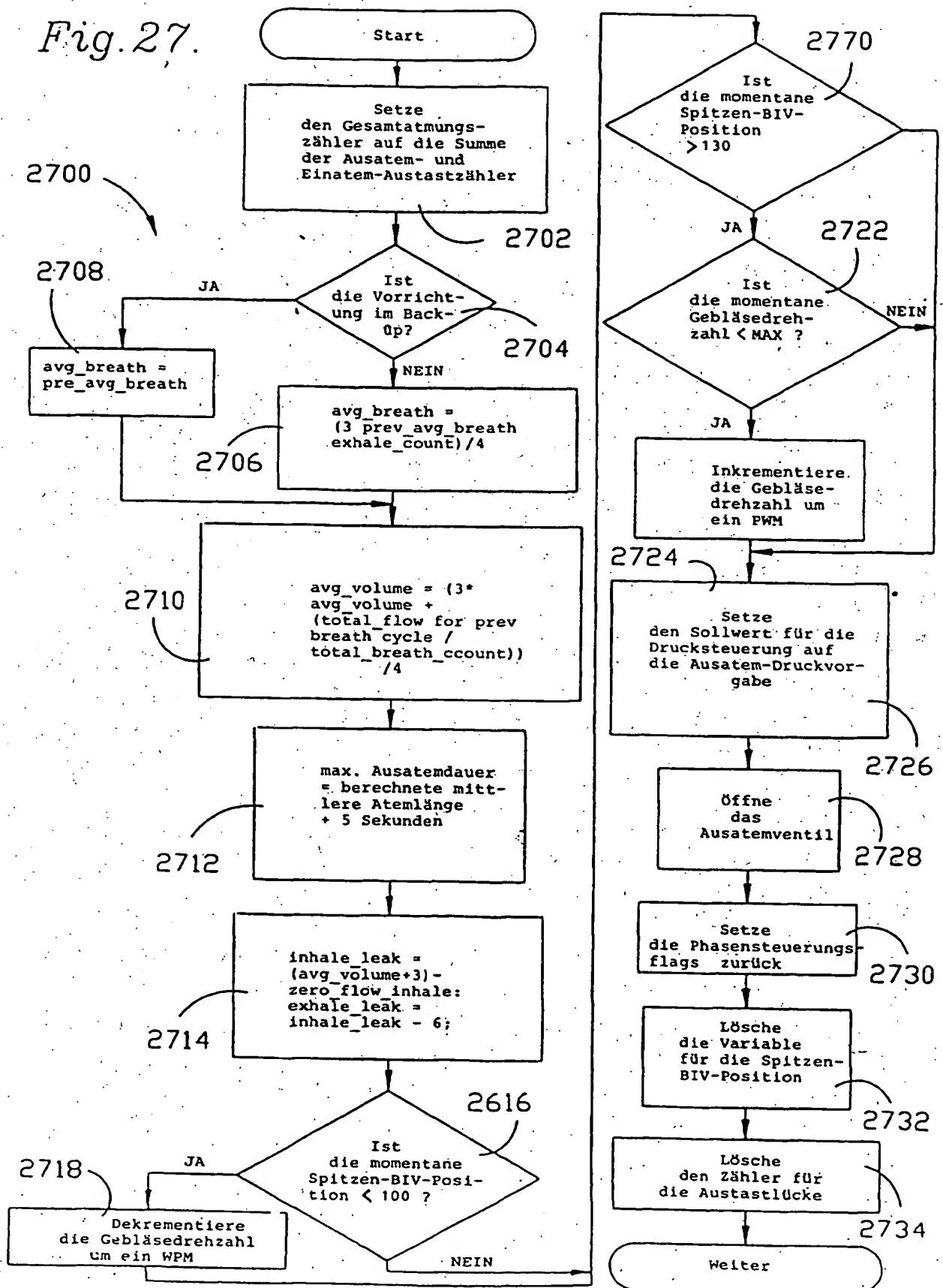


Fig. 26.



03.05.00

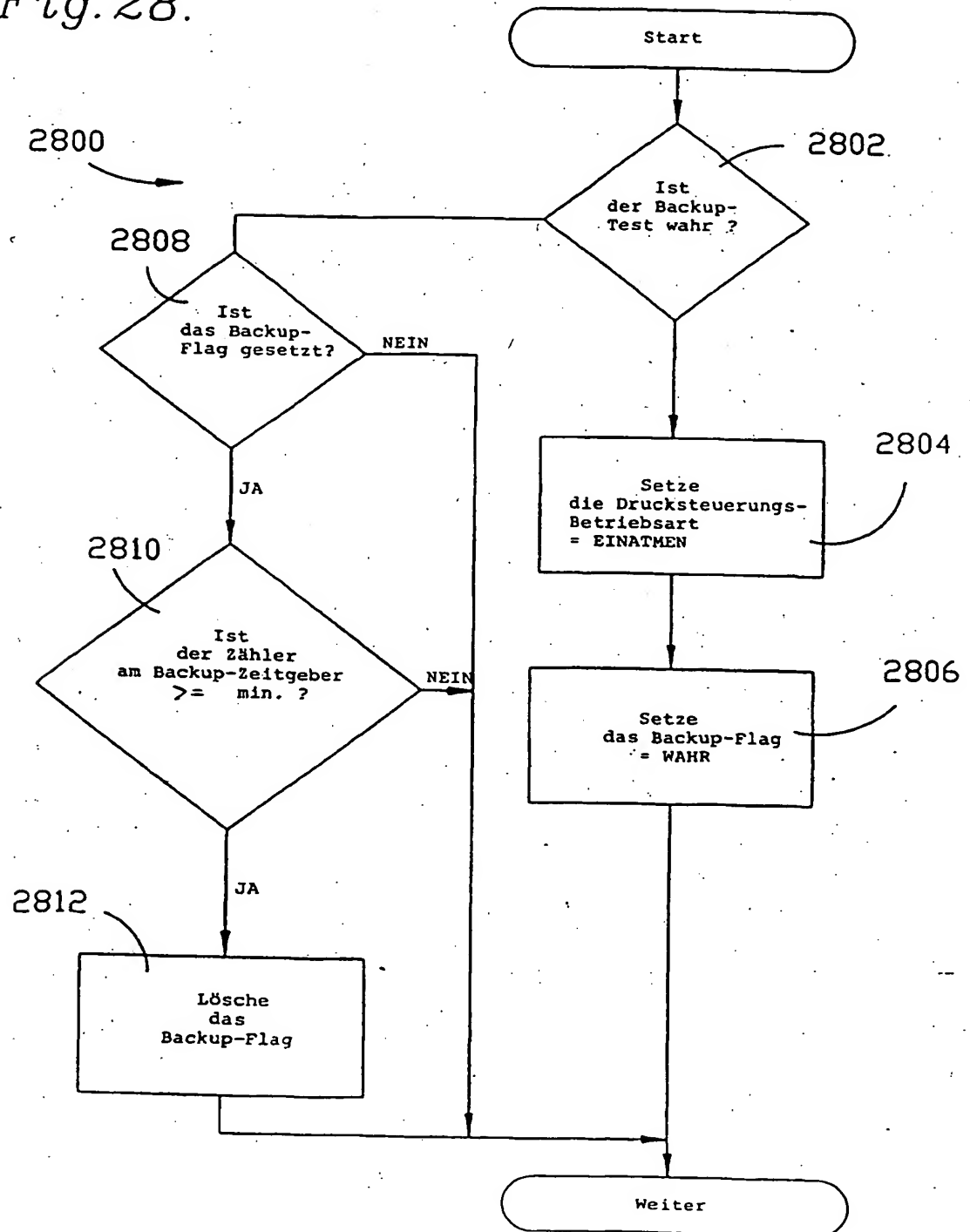
Fig. 27.



03.05.00

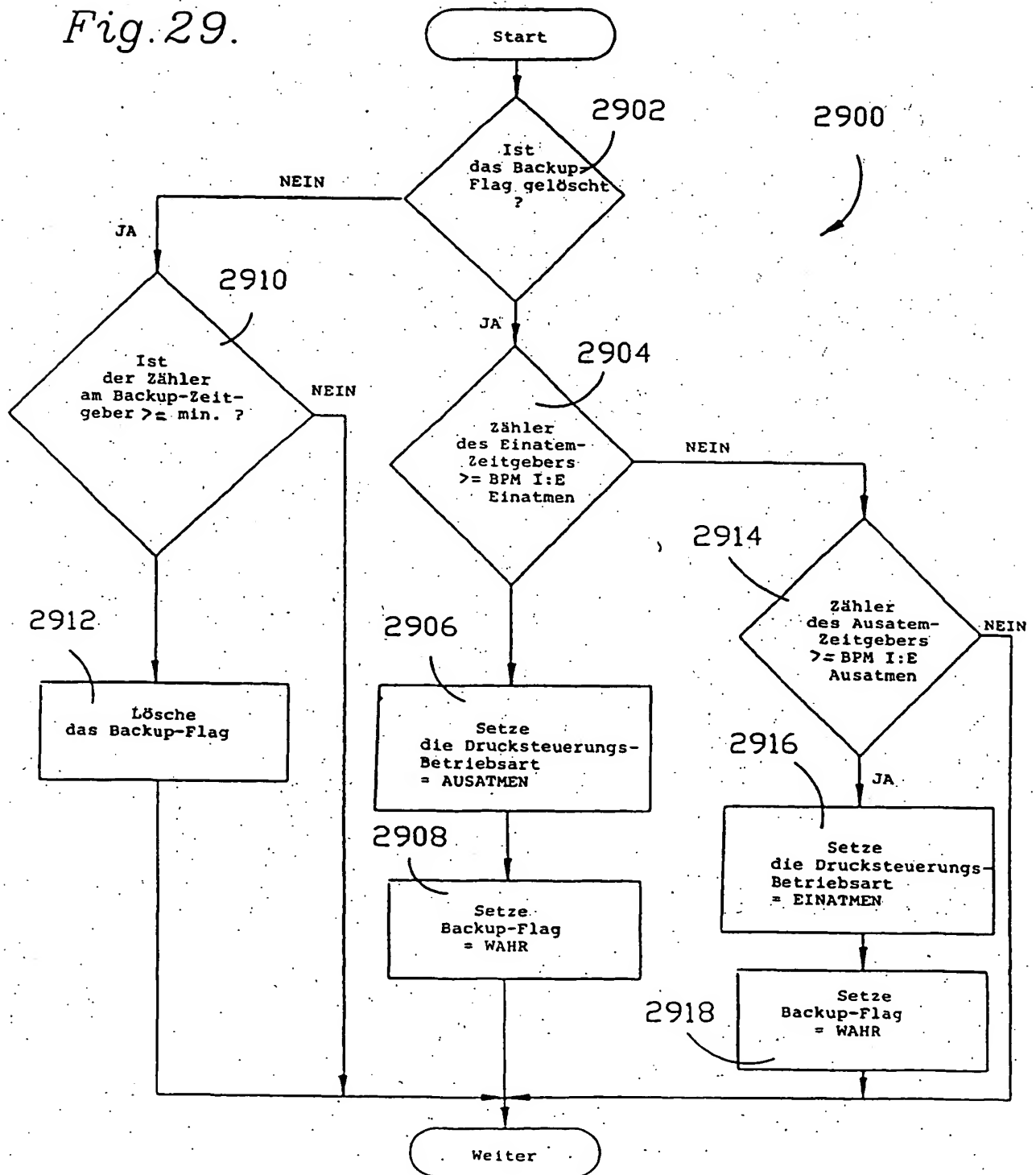
CPAP-Backup-Verarbeitung

Fig. 28.



03.05.00

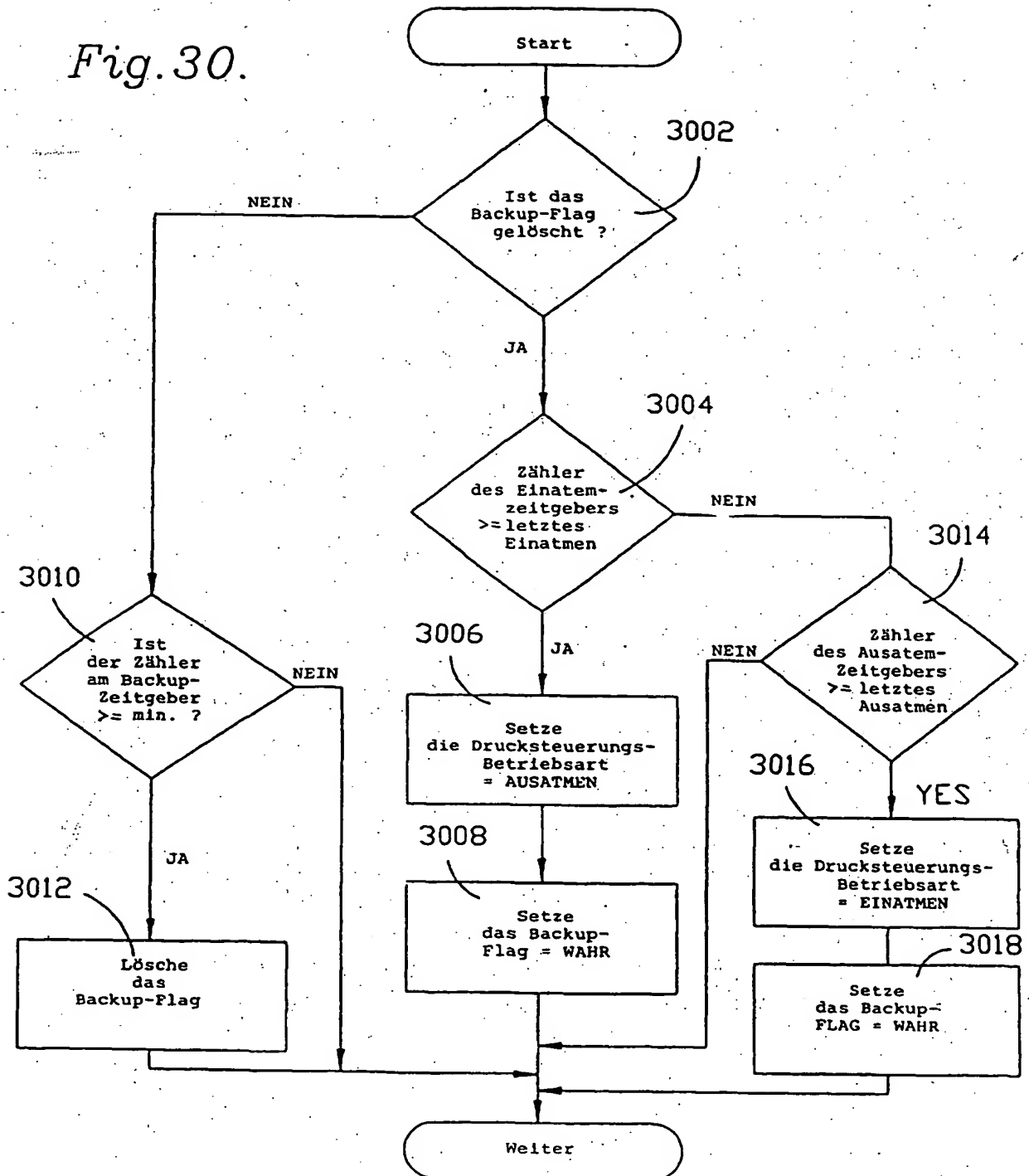
Fig. 29.



03.05.00

Der Backup-Prozeß des Patientenzklus

Fig.30.



03.05.00

Flußdiagramm der Dienstroutine für den A/D-Interrupt

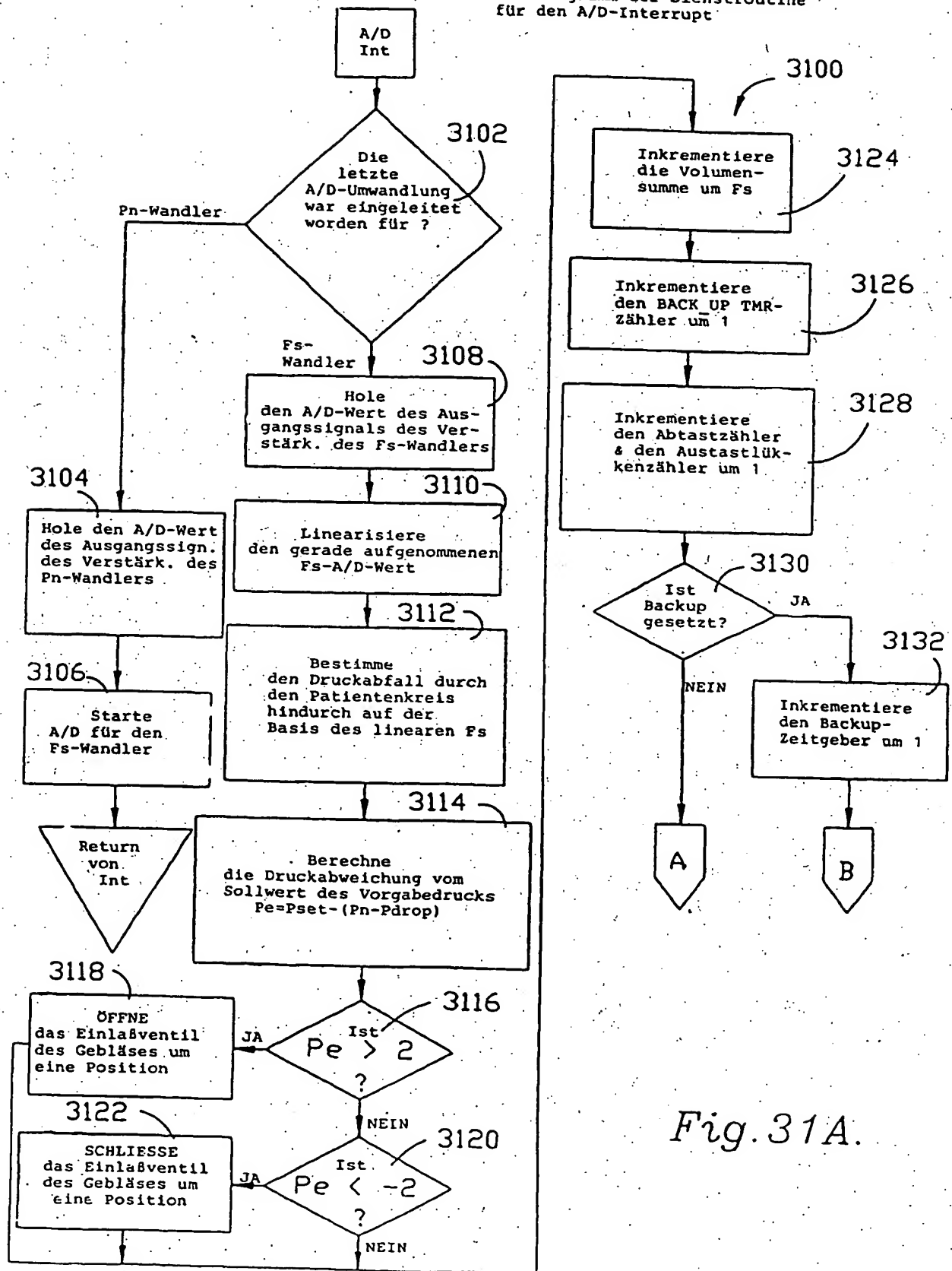
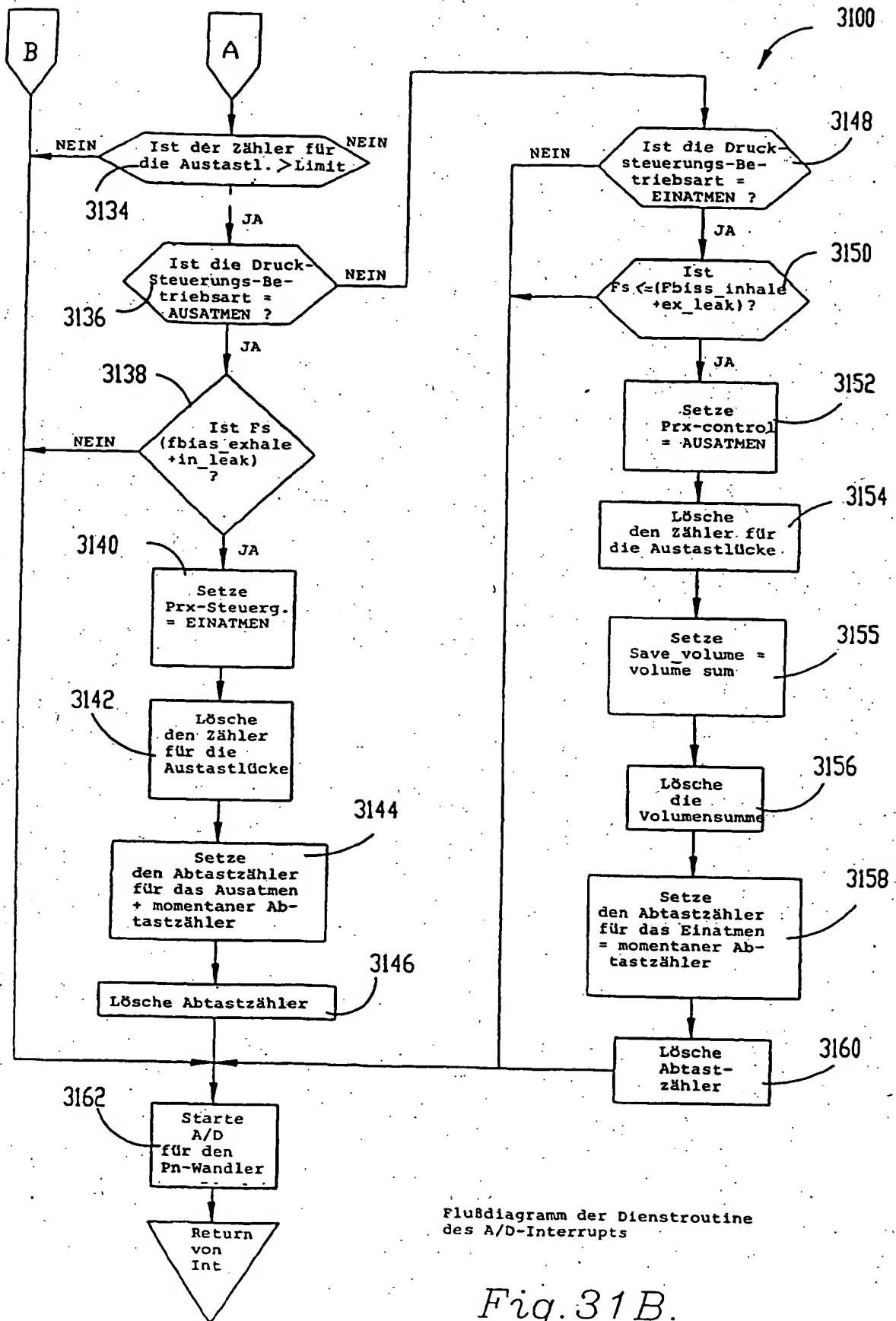


Fig. 31A.

03.05.00



Flußdiagramm der Dienstroutine des A/D-Interrupts

Fig. 31B.

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**